



**João Henrique Vieira
Gomes Decoroso**

**Sensor óptico *Wearable* baseado em tecnologia de
Infra-vermelhos**



**João Henrique Vieira
Gomes Decoroso**

**Sensor óptico *Wearable* baseado em tecnologia de
Infra-vermelhos**

dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos
requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia
Electrónica e Telecomunicações, realizada sob a orientação científica do Dr.
António Luís Jesus Teixeira, Professor Auxiliar do Departamento de
Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

Dedico este trabalho à minha família e amigos, pelo apoio, carinho e amizade demonstrados.

o júri

Presidente:

Doutor Paulo Miguel Nepomuceno Pereira Monteiro

Professor Associado da Universidade de Aveiro

Vogais:

Doutora Maria Beatriz Alves de Sousa Santos

Professora Associada com Agregação da Universidade de Aveiro

Doutor António Luís de Jesus Teixeira (Orientador)

Professor Auxiliar Universidade de Aveiro

Doutor Daniel Diogo Ferrão da Trindade Fonseca

NSN - Nokia Siemens Network

agradecimentos

Agradeço a:
Orientador António Teixeira,
Beatriz Santos,
Rodolfo Andrade,
Denis Santos,
Paulo Gonçalves,
Paulo Martins,
Rogério Nogueira

palavras-chave

Sensores, sensores ópticos, infra-vermelhos, fibras ópticas, dispositivos *wearable*, interação homem-máquina, computação gráfica, OpenGL

resumo

O presente trabalho propõe-se a relatar o trabalho desenvolvido com vista a desenvolver um sensor óptico capaz de medir flexão na articulação de um membro humano. Este relatório é constituído por uma parte introdutória, onde se abordam as perspectivas de enquadramento do tema, uma segunda parte em que descrevem as fundamentações teóricas tomadas em conta no decorrer do trabalho, uma terceira parte de relato de resultados obtidos, e finalmente uma quarta parte, onde se enunciam as conclusões atingidas, bem como algumas considerações relacionadas.

keywords

Sensors, optical sensors, infra-red, optical fibers, wearable devices, man-machine interaction, computer graphics, OpenGL.

abstract

This work describes the development of an optical bend sensor capable to measure the bending of a human members joint. This dissertation is composed of an introductory part, where an introductory approach is made to the subject. There is also a second part, composed by the theoretical fundamentals associated to the work. In the third part the results are shown, and finally, in the fourth part the conclusions are explained and some considerations about them are referred.

Índice:

ÍNDICE:	I
ÍNDICE DE FIGURAS:	II
ÍNDICE DE TABELAS:	III
ACRÓNIMOS:	IV
ACRÓNIMOS:	IV
INTRODUÇÃO:	1
UM POUCO DE SEMÂNTICA:	1
UM POUCO DE HISTÓRIA:	1
UM POUCO DE SISTEMAS MÉDICOS:	1
OBJECTIVOS:	3
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA:	5
FUNDAMENTO MÉDICO	7
FUNDAMENTO ÓPTICO.....	12
TRATAMENTO DE SINAL	17
PROCEDIMENTOS/IMPLEMENTAÇÃO:	28
RESULTADOS:	45
CONCLUSÕES:	56
REFERÊNCIAS:	61
OUTROS DOCUMENTOS CONSULTADOS:	63
ANEXOS:	64

Índice de Figuras:

FIGURA 1 - DATAGLOVE.....	6
FIGURA 2 – FATO SENSOR	7
FIGURA 3 – PRINCIPAIS ESTRUTURAS DO BRAÇO	8
FIGURA 4 – DETALHE DA ARTICULAÇÃO DO COTOVELO.....	10
FIGURA 5 – MÚSCULOS MOTORES DO BRAÇO	11
FIGURA 6 – LEI DE SNELL.....	13
FIGURA 7 – PROPAGAÇÃO DE UMA ONDA NUM GUIA CURVADO.....	15
FIGURA 8 – PROPAGAÇÃO DE LUZ INFRA-VERMELHA NUM TUBO BRANCO	16
FIGURA 9 – FONTE DE LUZ E DETECTOR APLICADOS AO TUBO	17
FIGURA 10 – JOGO EM OPENGL	19
FIGURA 11 – EXEMPLO DE CAD USANDO OPENGL.....	20
FIGURA 12 – VISUALIZAÇÃO DE DADOS	20
FIGURA 13 - ESQUEMA GERAL DO SISTEMA LED+FIBRA+FOTODETECTOR.....	29
FIGURA 14 - DIAGRAMAS DE RADIAÇÃO PARA O LED E DE SENSIBILIDADE DO FOTOTRANSÍSTOR	30
FIGURA 15 - ACOPLAMENTO LED-FIBRA.....	31
FIGURA 16 - DISPOSITIVO DE TESTES.....	31
FIGURA 17 – DIAGRAMA DE BLOCOS DO CONJUNTO SENSOR-TRANSDUTOR-COMPUTADOR.....	34
FIGURA 18 - MÓDULO BLUETOOTH PROMI-ESD.....	36
FIGURA 19 - CIRCUITO DE PROTECÇÃO CONTRA INVERSÃO DE POLARIDADE DA TENSÃO	37
FIGURA 20 – PINOS DO PROMI-ESD	38
FIGURA 21 - PROGRAMADOR MPLAB ICD2.....	40
FIGURA 22 - ESQUEMA DO ADAPTADOR DE COMUNICAÇÕES RS232	41
FIGURA 23 - ACOPLAMENTO LED-FIBRA.....	45
FIGURA 24 - TENSÃO DE SAÍDA PARA ALINHAMENTO/DESALINHAMENTO DOS ELEMENTOS ÓPTICOS	46
FIGURA 25 - EVOLUÇÃO DE V_{OUT} VS. FLEXÃO USANDO UM TUBO BRANCO COMO GUIA.....	47
FIGURA 26 - COTOVELEIRA COM O SENSOR AGARRADO.	47
FIGURA 27 - RESPOSTA DO SENSOR QUANDO APLICADO NO COTOVELO	48
FIGURA 28 - FOTOGRAFIAS DA PLACA DE CONTROLO	49
FIGURA 29 - MÓDULO DE COMUNICAÇÃO COM O PC E RESPECTIVO CABO	50
FIGURA 30 - WINPICLOAD	51
FIGURA 31 - HYPERTERMINAL	51
FIGURA 32 - DETECÇÃO DO PROMI-ESD NO PC	52
FIGURA 33 - TESTE DA COMUNICAÇÃO BLUETOOTH	53
FIGURA 34 – ENVIO DE DADOS DA CONVERSÃO DA ADC	53
FIGURA 35 - VISUALIZAÇÃO 3D	54
FIGURA 36 - JANELA DA CONSOLA	54

Índice de Tabelas:

TABELA 1 – TIPOS DE DADOS USADOS EM OPENGL	21
TABELA 2 - TENSÃO DE SAÍDA EM FUNÇÃO DOS COMPONENTES ÓPTICOS E ÂNGULO DE FLEXÃO	46

Acrónimos:

3D	Três Dimensões
ADC	Analog to Digital Converter
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CSIRO	Commonwealth Scientific and Industrial Research Organisation
DAC	Digital do Analog Converter
LED	Light Emmiting Diode
NASA	National Aeronautics and Space Administration
NES	Nintendo Entertainment System
PCB	Printed Circuit Board
PIC	Programmable Interrupt Controller
RS-232	Recommended Standard 232
RTI	Reflexão Total Interna
SMB	SubMiniature B

Introdução:

Um pouco de Semântica:

O adjetivo inglês *wearable*, que traduzido à letra pode querer dizer algo como “vestível”, serve para catalogar um dado objecto (substantivo) que se pode usar tal como se faz com uma peça de roupa/acessório de moda [1].

Um pouco de História:

Se bem que a palavra *wearable* seja relativamente recente, o conceito é bem mais antigo. Basta lembrar os acessórios que se “usam”, com um propósito mais ou menos ornamental e cultural, como os brincos e pulseiras que são usados desde o tempo da pré-história, e que não possuem um carácter protector como o do vestuário [1].

Posteriormente, começaram a “usar-se” outro tipo de objectos, mas com um fim mais prático e menos ornamental, como os óculos e os relógios (se bem que também depressa lhes tenham sido conferidas características semelhantes às dos objectos ornamentais, mas esse parece ser um factor que mais cedo ou mais tarde é evidenciado e potenciado em tudo o que se “veste”, desde a roupa interior aos pequenos acessórios de moda).

Ultimamente, e com a crescente miniaturização da tecnologia, é possível encontrar dispositivos “vestíveis”, desde leitores de música a monitores de actividade cardíaca. O futuro passará cada vez mais por uma maior integração de sistemas aplicados à medicina e ao lazer nas nossas peças de roupa, reduzirem o desconforto de andar com algo “pendurado” atrás, quer se trate do *Ipod*, do *Swatch* ou do *Polar* [2],[3].

Um pouco de Sistemas Médicos:

Já anteriormente se falou da aplicação do conceito de *wearable* à medicina (desde os óculos aos sinais biológicos) bem como dos benefícios que advieram dos avanços tecnológicos, para se monitorizarem sinais biológicos de diversa espécie. Basta comparar uma medição do ritmo cardíaco no qual era necessário equipamento algo volumoso pelo

que este parâmetro só podia ser medido num laboratório, e agora o referido equipamento consiste num dispositivo tão pequeno e pouco incómodo que qualquer desportista de competição (ou mesmo ocasional) pode usar um medidor do referido sinal vital, podendo dosear o seu esforço conforme o ritmo cardíaco seja mais ou menos elevado [4].

No entanto o ritmo cardíaco, os desportistas e os óculos são apenas alguns exemplos das possibilidades que a tecnologia associada ao conceito *wearable* permite, havendo vários exemplos, inclusive nesta Universidade e já em fase de pré-produto, como é o caso do Vital Jacket®, um dispositivo que é possível vestir como uma peça de roupa normal, e que monitoriza um conjunto de sinais biológicos [5].

Outra área interessante de aplicação desta tecnologia na Medicina aliada ao *wearable* consiste na possibilidade de se medir parâmetros tais como dimensões físicas associadas ao corpo humano, nomeadamente flexões de articulações. Esta medição pode ser particularmente interessante e útil no acompanhamento da evolução de pessoas que perderam (ou nunca tiveram) certas capacidades motoras [6]. É precisamente sobre este aspecto que incide o trabalho desenvolvido.

Segue-se então o relato do trabalho desenvolvido com vista a atingir os objectivos propostos, bem como dos constrangimentos encontrados e das dificuldades que tiveram de ser ultrapassadas, das decisões tomadas e respectiva fundamentação, e ainda das conclusões alcançadas.

Note-se que, no âmbito deste trabalho, foi elaborado um artigo submetido e aceite pelo SEONs07 (V Symposium On Enabling Optical Networks and Sensors), e que se reproduz em anexo, assim como o poster apresentado neste simpósio.

Objectivos:

Desenvolver um dispositivo que se possa “vestir”, e consiga efectuar a medição (baseada em tecnologia óptica) da flexão de membros do corpo humano, mais concretamente ao nível do braço/mão.

Esse dispositivo deve ser suficientemente pequeno para não causar incómodo ao utilizador, e deve ter capacidades de comunicação sem fios com um computador, onde se mostre o resultado da medição sob a forma de uma representação 3D.

Fundamentação Teórica:

Depois de introdutoriamente abordadas as várias perspectivas de enquadramento desta dissertação, há que efectuar uma reflexão sobre o estado actual de desenvolvimento das teorias, tecnologias e técnicas sobre as quais assenta o sensor óptico desenvolvido, bem como a sua aplicação enquanto *wearable device*.

Dispositivos já existentes a nível comercial/académico

Desde há largos anos que o desenvolvimento de dispositivos capazes de “medir” os gestos humanos e transcrevê-los para um computador tem sido foco de investigação por parte das mais diversas entidades. Assim sendo, é natural que este fluxo de desenvolvimento tenha levado à criação de sensores com um largo espectro de aplicações.

Como o conjunto mão/dedos é por excelência a parte do nosso corpo que consegue assumir as mais diversas formas e nos permite efectuar um conjunto largamente diversificado de tarefas, desde tocar um instrumento musical, a efectuar uma neurocirurgia [7], é perfeitamente natural que a investigação se tenha debruçado bastante sobre este tema. Seguem-se então alguns exemplos dos resultados a que chegaram os grupos envolvidos.

O primeiro registo de desenvolvimento de uma *DataGlove* é de 1977, na Universidade de Illinois, num projecto financiado por uma entidade governamental dos EUA, promotora do estudo das artes [8].

Em 1982, Thomas Zimmerman, funcionário da ATARI, criou a primeira luva baseada em sensores de fibra óptica e, volvidos 3 anos, Zimmerman e um conjunto de colegas saíram da referida empresa e fundaram a VPL Research, uma empresa direccionada para o desenvolvimento de produtos destinados à Realidade Virtual, e cujo primeiro produto comercial foi a *DataGlove*. Esta luva tinha elevada precisão ao nível da medição de flexão de dedos, e da posição de toda a mão, sendo usada essencialmente em ambientes de Realidade Virtual. O seu princípio de funcionamento de flexão de dedos

assentava em fibras ópticas “golpeadas”, por onde a luz se escapava com a flexão, havendo então uma atenuação mais ou acentuada, de acordo com a posição dos dedos [9]. A NASA interessou-se pelo projecto e a VPL chegou a criar um dispositivo semelhante, aplicado ao corpo inteiro.

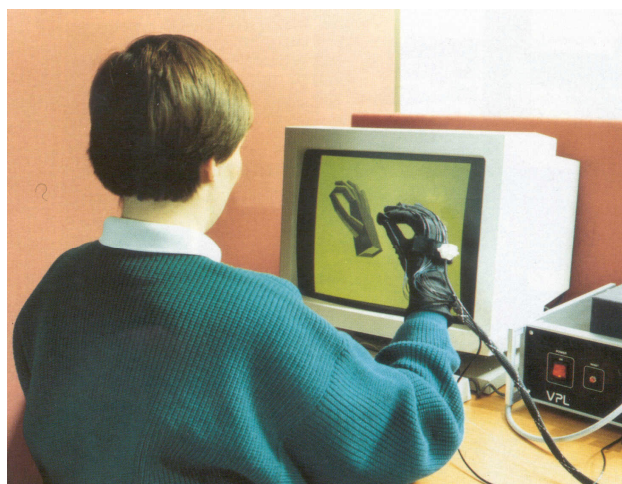


Figura 1 – Dataglove [www.chilton-computing.org.uk]

Com base na Dataglove da VPL, uma equipa pertencente à Abrams/Gentile Entertainment desenvolveu, em 1989, uma luva de dados, bem mais simples e barata, capaz de reconhecer flexão de dedos (bem como a orientação da mão), e que foi comercializada com grande sucesso nos Estados Unidos da América enquanto acessório para a popular consola NES (Nintendo Entertainment System). Esta luva funcionava (na sua parte de medição de flexão dos dedos) recorrendo a tinta resistiva em função da flexão [10,11], pelo que a sua relevância no contexto desta dissertação advém de ter sido um dispositivo *wearable* de grande sucesso.

Com o passar dos anos e com o consequente desenvolvimento da tecnologia, foram sendo desenvolvidos novos dispositivos comerciais, com mais resolução e menor preço, como é o caso da *5DT Glove*, comercializada actualmente pela Fifth Dimension Technologies a menos de \$1000 [www.5dt.com].

A aplicação actual mais conhecida do culminar de toda esta investigação será porventura a indústria dos filmes de animação, cuja fase de desenvolvimento é marcada e facilitada pelo recurso a fatos integrais capazes de “ler” o movimento e posição do corpo [12,13]. A figura 2 é disso um fiel exemplo.



Figura 2 – Fato sensor [www.5dt.com]

Passando a outras aplicações *wearable* de sensores, foram também desenvolvidos alguns não directamente relacionados com a Realidade Virtual, tal como o CARESS – consórcio de investigação anglo-sueco que procurou estudar novos paradigmas de aprendizagem em crianças, e que no virar do milénio desenvolveu um sensor óptico “wireless” baseado em fibra óptica, com o intuito de o utilizar em crianças dos 4 aos 8 anos, no estudo do seu processo de aprendizagem [28].

Um grupo de investigação australiano, do Commonwealth Scientific and Industrial Research Organisation, desenvolveu também uma guitarra *wearable*, que se baseia num tecido que reage à extensão e compressão, e que partindo da monitorização dos movimentos do cotovelo, é capaz de os associar a determinados acordes da guitarra [29].

Fundamento Médico

Já antes foi referido que o sensor em desenvolvimento se destina a ser aplicado no corpo humano, e se deseja que seja *wearable*, ou seja, não deverá causar desconforto na sua utilização. O principal motivo que levou ao desenvolvimento deste sensor foi a possibilidade de ser utilizado para ajudar na aferição da eficácia e progressos alcançados

com processos de reabilitação para doentes que sofreram AVC, e portanto perderam mobilidade no conjunto ombro-braço. Um dos métodos presentemente utilizados para averiguar progressos nessa recuperação é precisamente a medição da flexão das articulações do ombro, cotovelo, e mão. Acompanha-se por isso a evolução da capacidade do paciente em estender/flectir as articulações supracitadas ao longo do processo de reabilitação [14]. Assim, o referido sensor poderá ser aplicado a uma ou várias destas articulações, dobrando-se solidariamente com a flexão da articulação, fornecendo informação sobre o seu ângulo, podendo cumprir o propósito pretendido [15].

Para se compreender a melhor forma de se aplicar um sensor a uma articulação humana, é então necessário tomar em consideração as características inerentes à fisionomia e fisiologia do conjunto ombro-braço-mão, dando mais relevância ao estudo da articulação do cotovelo, articulação onde se pretende aplicar o sensor desenvolvido.

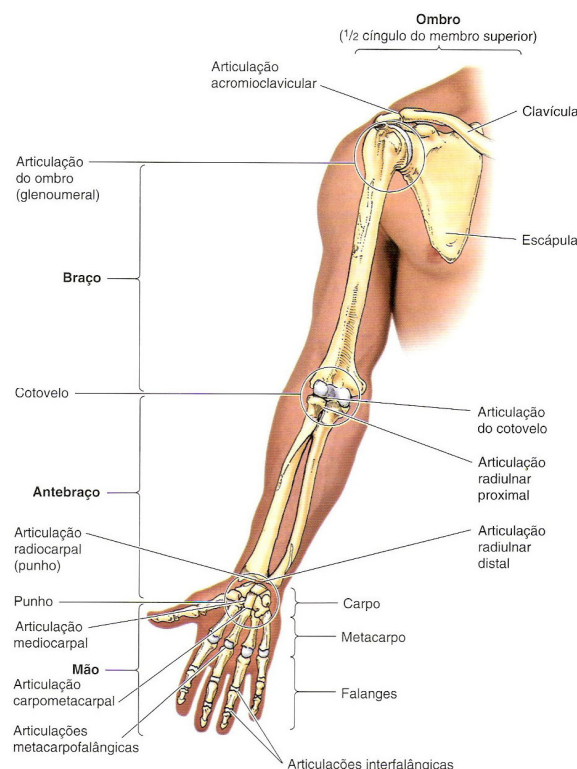


Figura 3 – Principais estruturas do braço [16]

O membro superior (braço) é caracterizado pela elevada mobilidade e capacidade de realizar actividades motoras finas (manipulação). É reconhecida a importância especial da

mão no processo de manipulação, mas também é importante referir que para que a mão possa realizar tarefas delicadas, terá primeiro de estar posicionada para tal[16]. Um exemplo é o abotoar de uma camisa, em que a mão tem de estar numa dada posição, bem como o acto de segurar uma caneta, em que a mão tem de estar numa posição completamente diferente. Comum a ambos os exemplos é o facto de ser necessário posicionar mão, e isso é assegurado pela “configuração” das articulações do ombro, cotovelo e punho. É, então, evidente que uma qualquer lesão incapacitante do movimento numa destas articulações implicará um prejuízo claro na execução de pelo menos algumas tarefas. Há por isso um forte motivo para se estudar a mobilidade do cotovelo, especialmente se esse estudo puder auxiliar na aferição dos resultados de processos de reabilitação que visem devolver as capacidades motoras tão importantes a qualquer um de nós.

Em qualquer compêndio de anatomia é descrito que o braço é o nome dado ao membro superior, e que é constituído por:

Ombro – une o braço ao tronco, e estabelece a respectiva articulação, permitindo movimentos de rotação e flexão.

Braço – segmento compreendido entre o ombro e o cotovelo, é a maior secção do braço e desenvolve-se em torno de um único osso, o úmero.

Antebraço – segmento situado entre o cotovelo e o pulso, formado no seu interior por dois ossos paralelos, a ulna e o rádio, sendo que o segundo consegue efectuar rotações sobre o primeiro, permitindo a rotação da mão mesmo com o cotovelo flectido.

Mão – extremidade final do braço, constituída pelos conjuntos de ossos: carpo, metacarpo e falanges. Tem também elevado número de terminações nervosas sensoras de tacto, dor e temperatura. O polegar oponível é uma característica peculiar.

Passando a um estudo mais pormenorizado da articulação onde se pretende utilizar o sensor desenvolvido, ou seja, o cotovelo, que une o braço ao antebraço, ou seja, o úmero ao conjunto ulna-rádio.

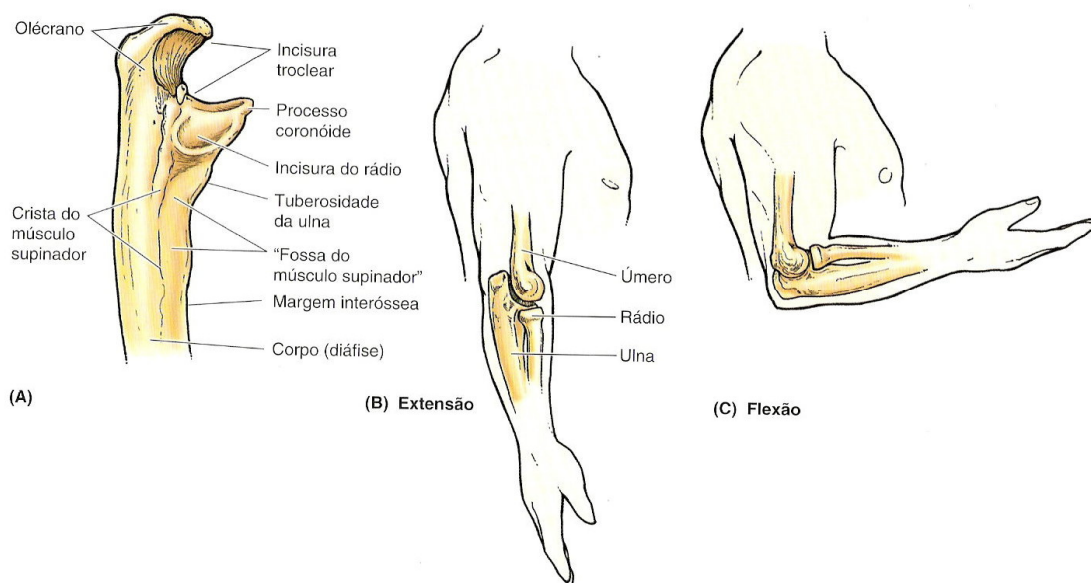


Figura 4 – Detalhe da articulação do cotovelo [16]

A extremidade da ulna tem um aspecto de “chave”, conforme pode ser visto na figura 4, e é nessa depressão (incisura troclear) que encaixa o úmero. Pode então considerar-se este ponto como o eixo de rotação do cotovelo, que permite movimentos de flexão e extensão. Há também que levar em conta que o movimento nesta articulação não é apenas de flexão e extensão, mas também ocorre abdução – adução, pelo que o movimento não é de uma flexão ou extensão pura [16,17].

Há ainda que levar em consideração os músculos do braço, já que sem eles não há movimento do cotovelo. Os músculos responsáveis pelo movimento do cotovelo são então agrupados em dois grupos – anterior e posterior, e são melhor identificados na figura 5. No grupo anterior, ou face frontal, existem:

Bíceps braquial – ajuda na flexão do antebraço

Braquial – flecte o antebraço em todas as posições

No grupo posterior:

Tríceps braquial – estende o antebraço e resiste à luxação do úmero (lesão do cotovelo)

Ancóneo – auxilia o tríceps na extensão do antebraço.

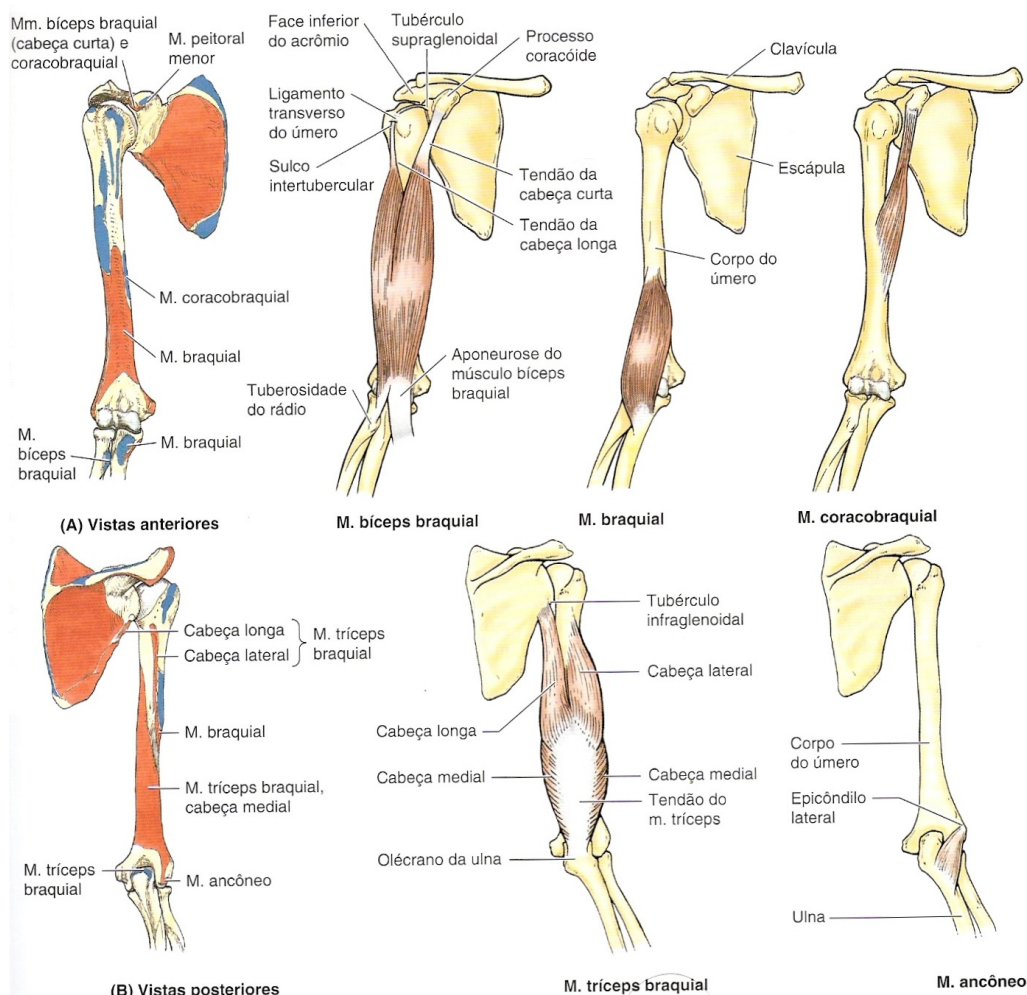


Figura 5 – Músculos motores do braço [16]

Tendo em consideração todas as características peculiares da articulação do cotovelo enunciadas anteriormente, é então necessário garantir que o sensor se dobra em sintonia com a articulação, pelo que é forçoso acautelar que fica convenientemente posicionado, por exemplo, no cotovelo. Para que se possam atingir estes desígnios, poder-se-á recorrer a algo onde o sensor possa ser implantado, e que não interfira no normal movimento de flexão e extensão da articulação, tal como uma vulgar cotoveleira elástica, das que são

usadas na recuperação de certas lesões ortopédicas. No caso de se pretender estudar outra articulação poderá ser usado algo similar, que fique justo, sem prejudicar o seu livre curso. No caso do pulso/mão/dedos, uma luva também poderá desempenhar o papel de suporte para o sensor sem grandes dificuldades. De referir que todos estes dispositivos são minimamente confortáveis, e a maioria das pessoas não estranhará o seu uso (especialmente os indivíduos em tratamento de reabilitação, a quem se destina o sensor) por não serem diferentes de algo que possam usar no dia-a-dia (a única diferença é terem um pequeno sensor agarrado no exterior).

Fundamento Óptico

Tal como o nome do projecto refere, pretende desenvolver-se um sensor baseado em tecnologia óptica, e que seja capaz de traduzir uma grandeza física (no caso presente, o ângulo formado por uma articulação, por exemplo, a do cotovelo) numa grandeza que possa ser processada e representada num sistema informático.

Para tal, houve que estudar a possibilidade de existir uma relação entre a flexão da articulação e a propagação de luz.

Como primeira abordagem, considerou-se a propagação da luz numa fibra óptica, em que existem diversos factores causadores de perdas na luz transmitida. Sabe-se, que quando existe uma curvatura na fibra, podem estabelecer-se condições para que exista atenuação. Ora, se se conseguir fazer variar a curvatura de um troço de fibra óptica solidariamente com a flexão da articulação em estudo, poderá haver a hipótese de se observar atenuação da luz propagada nessa fibra. Seguem-se algumas considerações que permitem fundamentar melhor esta ideia.

Uma fibra óptica é formada por um núcleo e uma bainha, ambos constituídos por vidro ou plástico, com índices de refração diferentes. Assim, e supondo um raio de luz viajando no núcleo da fibra que incide no interface núcleo-bainha, pode aplicar-se a Lei de Snell (1) [9]:

$$\eta_1 \sin(\theta_1) = \eta_2 \sin(\theta_2) \quad (1)$$

em que η_1 e η_2 correspondem aos índices de refração do meio 1 e meio 2, respectivamente, e θ_1 e θ_2 são os ângulos formados entre o raio incidente/refractado e a normal à superfície de incidência, tal como esquematizado na figura 6.

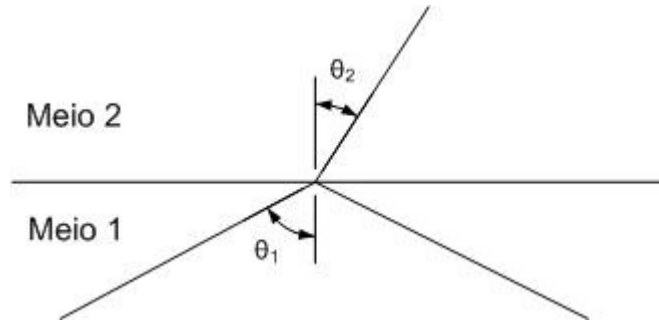


Figura 6 – Lei de Snell

A Lei de Snell enuncia então que o seno do ângulo entre o raio refractado e a normal ao plano de incidência (θ_2) multiplicado pelo coeficiente de refração desse meio η_2 é igual à multiplicação do seno do ângulo formado entre o raio incidente e a normal ao plano de incidência (θ_1) multiplicado pelo coeficiente de refração do meio 1 η_1 .

A equação (1) pode ser reescrita de outra forma:

$$\sin(\theta_2) = \frac{\eta_1}{\eta_2} \sin(\theta_1) \quad (2)$$

Se atentarmos que numa fibra óptica se pretende que haja propagação de luz, então convém que esta não seja refractada para o exterior, pelo que θ_2 deverá ser tal que o raio refractado não exista, ou seja, $\theta_2=90^\circ$. Assim, η_1 e η_2 são impostos de modo a satisfazer a condição da reflexão interna total para que o raio seja sucessivamente reflectido, propagando-se ao longo da fibra.

Quanto a θ_1 , é imposto pela forma como os raios de luz são propagados para do exterior para o núcleo, na extremidade da fibra. Assume-se que apenas os raios que possuem um ângulo θ_1 adequado são reflectidos totalmente e possuem capacidades para se

propagar até ao final de um guia relativamente comprido (em comparação com o número de reflexões) Existe um valor crítico de θ_1 que marca a fronteira entre a qual há ou não RTI (Reflexão Total Interna), nomeado de θ_{cr} . Assim, para ângulos $\theta_1 < \theta_{cr}$ verificam-se as condições para que possa haver RTI, e a onda propaga-se sem radiar para o exterior [10].

Mas como nem tudo é perfeito, existem diversos factores que fazem com que a luz não se propague de uma forma perfeita ao longo de uma fibra. Estes factores podem classificar-se em 3 grupos [11]:

Absorção:

- Intrínseca (associada ao material de que é constituída a fibra)
- Extrínseca (devido às impurezas inerentes ao processo de fabrico)

Dispersão:

- Rayleigh (provocada por flutuações da densidade do material constituinte da fibra)
- Brioullin (surge quando a potência da onda transmitida supera um dado limiar)
- Raman (semelhante à dispersão de Brioullin, mas para níveis de potência superiores)

Radiação:

- Micro-deformações na interface núcleo-bainha, que fazem com que $\theta_{incidente}$ não seja óptimo, e parte da potência do raio de luz seja refractada.
- Curvaturas (muito maiores do que o comprimento de onda da luz presente na fibra)

É precisamente sobre este último aspecto que assenta toda a teoria da utilização de uma fibra óptica enquanto elemento central do sensor óptico. Mais facilmente é compreensível o fenómeno observando a figura 2:

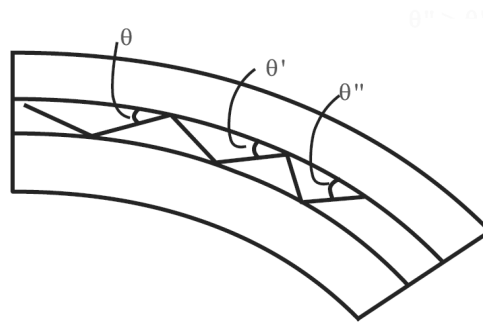


Figura 7 – Propagação de uma onda num guia curvado

Verifica-se que $\theta < \theta' < \theta''$, portanto, o ângulo que a onda incidente faz com a normal vai sendo cada vez menor, e eventualmente ultrapassará o valor de θ_{cr} , passando a haver refração para a bainha, e perdendo-se então parte da potência da onda que se propaga na fibra, havendo atenuação. Note-se que quanto menor for o raio da curvatura, menos reflexões terão que haver até que $\theta_i < \theta_{cr}$. Assim, é espectável que para curvas mais apertadas a atenuação seja maior.

Para se poder então medir atenuação na fibra óptica, é imperioso que se possa medir a intensidade luminosa à saída da fibra (pode então estabelecer-se uma relação entre a intensidade correspondente à flexão de 0 e 90°, por exemplo, e afirmar-se que houve uma alteração na intensidade e deduzir-se a respectiva relação de atenuação).

Outra abordagem considerada foi a da propagação de luz infra-vermelha no ar. Segue-se a explicação de algumas das considerações levadas em conta durante a execução do trabalho de desenvolvimento do sensor.

A luz infra-vermelha é possuidora de algumas características particulares, em relação à luz visível, nomeadamente a faceta de não ser totalmente reflectida por um objecto branco, que reflecte todas as cores visíveis com a mesma intensidade. De facto, apenas existe um reflector perfeito para os infra-vermelhos: o metal polido [12]. Posto isto, se um raio de infra-vermelhos incidir numa superfície branca, mesmo que polida, tal como o plástico, haverá sempre parte da energia desse raio que se perderá, e apenas será reflectida uma porção da energia incidente (há portanto uma atenuação). Similarmente às fibras ópticas, no caso de ter um guia cilíndrico, tal como um tubo branco onde se insere uma onda de infra-vermelhos, à medida que se dobra este guia, existirão reflexões internas (não totais, pois parte da energia perde-se como enunciado acima) e eventualmente parte da onda que

entrou no guia acabará por sair pela outra extremidade, conforme esquematizado na figura 3.

Assim, se o tubo estiver muito dobrado, terão forçosamente de haver mais reflexões para que a onda chegue ao final do tubo. Repare-se que se em cada reflexão existe atenuação, para um maior número de reflexões (correspondentes a um tubo muito dobrado) implica que a atenuação seja também maior quando comparado com um tubo a direito ou pouco dobrado, onde existem menos reflexões até que a onda chegue ao final do tubo. É então espectável que devido a essas reflexões, na extremidade de um tubo muito dobrado se detecte menos luz do que num tubo que esteja a direito, tendo-se deste modo uma relação directa entre a flexão do tubo e a luz medida – princípio básico de funcionamento de um qualquer sensor – que consiste em traduzir uma grandeza ou variação em outra que possa ser mais facilmente utilizada e tratada.

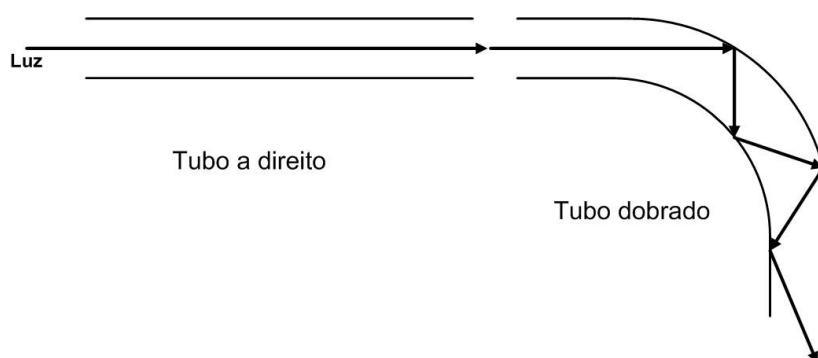


Figura 8 – Propagação de luz infra-vermelha num tubo branco

Obviamente que o fenómeno acima descrito só poderá ocorrer se existir uma fonte de luz infravermelha numa extremidade do tubo, e um detector deste mesmo tipo de luz na outra extremidade. Para tal, pode perfeitamente ser usado um LED de infra-vermelhos como fonte de luz, e um fototransístor como detector, respondendo com uma tensão variável em função da luz infravermelha que atinge a sua base, tal como esquematizado na figura 9.

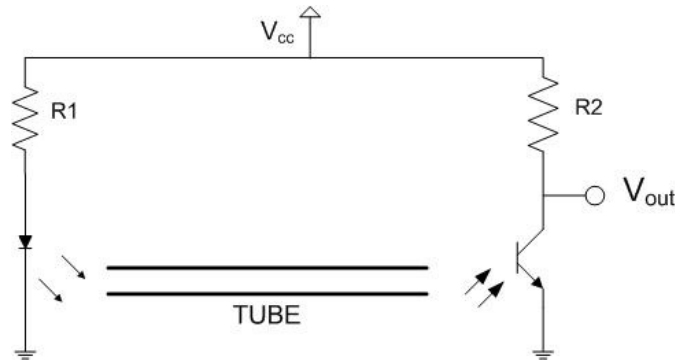


Figura 9 – Fonte de luz e detector aplicados ao tubo

Note-se que as resistências R1 e R2 têm como função polarizar correctamente o LED e o fototransístor. Assim, a tensão V_{out} varia em função da luz que atinge a base do fototransístor, e que por sua vez varia com a flexão do tubo.

É portanto este o núcleo central do sensor, formado por um tubo de cerca de 7mm de diâmetro (bom para acomodar LEDs de 5mm) e 9 cm de comprimento, em que existe um LED numa extremidade e um fotodetector na outra. Este sensor apenas necessita de 3 fios, sendo que 2 deles são de alimentação, e um de tensão variável: o sinal correspondente à flexão do tubo. O comprimento foi aquele que revelou ser o mais adequado, por motivos explicados mais adiante, mas que se prendem com a possibilidade de o sensor ser aplicável a articulações do corpo humano bem como com o facto de para comprimentos superiores a atenuação ser demasiado elevada.

Tratamento de Sinal

Um sinal eléctrico tal como o que o sensor a desenvolver pode fornecer (tensão variável em função da flexão) por si só não tem grande utilidade se não houver um meio capaz de interpretar esses valores e de os converter para uma escala que melhor ilustre a dimensão medida (não faz sentido dizer que a articulação está dobrada x mV, só porque é esse o valor apresentado à saída do sensor, terá antes nexo dizer que a esses x mV correspondem a y graus).

Ora, como se pretende que o sensor seja, enquanto conjunto, *wearable*, há que proceder também ao desenvolvimento de um dispositivo que desempenhe o papel de interface entre o sensor e o observador, mas que seja suficientemente pequeno e pouco

volumoso, e possa ser aplicado nas mesmas condições do sensor, sem desconforto para o utilizador e sem prejuízo do movimento da articulação. Para tal, uma boa solução poderá passar por utilizar um microcontrolador PIC da Microchip®, cujas reconhecidas capacidades se enquadram nas necessidades inerentes ao presente projecto: pequeno tamanho, elevada capacidade de cálculo, periféricos integrados (conversão A/D) e comunicações por porta série / protocolo RS232. Assim, a tensão de saída do sensor poderá ser aplicada a uma das entradas do conversor analógico-digital do microcontrolador, e este, desde que programado convenientemente (com a relação correcta tensão-graus), poderá efectuar a conversão e apresentar numa das suas saídas a leitura do sensor. A saída poderá ser, por exemplo, a porta série, enviando os dados das leituras para um computador, em que se pode com maior facilidade tratar esses dados e efectuar um registo que permita um melhor acompanhamento da evolução da recuperação dos pacientes (podem comparar-se medições efectuadas em diferentes ocasiões). Uma solução que pode permitir que o dispositivo seja ainda mais *wearable* é adoptar uma transferência de dados entre o sensor e o computador recorrendo a comunicações sem fios, tais como o *Bluetooth*, solução popular e bastante adequada ao tipo de comunicações em questão, de curto alcance e que não requer elevadas taxas de transferência [23].

Visualização 3D:

Para que o resultado da medição efectuada com o sensor óptico possa ser melhor visualizado pelo utilizador, houve que procurar um meio eficaz para representar os dados originários do sensor óptico. Uma solução possível, passa por usar as potencialidades da ligação *Bluetooth* a um popular computador “PC” e recorrer às suas capacidade de processamento, podendo-se então representar o sinal lido pelo sensor sob a forma de uma representação gráfica, acrescentando riqueza e facilidade/satisfação de utilização ao operador e mesmo ao próprio paciente, que poderá ficar com a sensação de que o dispositivo pode ser realmente uma mais valia no seu processo de recuperação. A utilização da biblioteca gráfica OpenGL [24] é então uma hipótese a considerar, por ser flexível, poderosa, e de programação relativamente simples, compatível com vários sistemas operativos, e possuir funcionalidades 3D, que poderão e deverão ser exploradas

de modo a se desenvolver um modelo da articulação em estudo, que por sua vez poderá fornecer uma melhor experiência visual na percepção da flexão da articulação.

O OpenGL não é mais que um conjunto de bibliotecas (conjunto de funções) que permitem a implementação de software capaz de representar gráficos. Tudo começou em no início dos anos 80 do século XX, na empresa Silicon Graphics, quando Mark Segal e Kurt Akeley decidiram implementar a especificação para uma nova API (Application Programming Interface) de desenvolvimento gráfico que fosse utilizável num grande número de plataformas de hardware [25].

Com ele é possível, partindo de elementos simples (primitivas) – pontos, linhas e polígonos – representar as mais diversas formas e objectos, mesmo os mais complexos, geralmente chamados de polígonos (que são, por sua vez, definidos pelos seus vértices). Acrescente-se ainda que a este processo de geração de imagem, usando um programa de computador, partindo dos modelos chama-se “renderização”, do inglês *rendering*, e não consiste em mais do que desenhar os píxeis certos no ecrã do computador. É também possível simular iluminação, com fontes de luz e respectivas características, propriedades de reacção à luz dos diversos objectos desenhados, bem como o próprio ambiente. Uma possibilidade interessante do OpenGL relacionada com o ambiente é a possibilidade de recriar o efeito de nevoeiro, por exemplo [24].

De facto, o OpenGL teve tanto sucesso, que hoje em dia é considerado um *standard*, de facto, na computação gráfica, existindo os mais diversos exemplos da sua aplicação, desde visualização de dados, passando pelo CAD e Jogos de computador.



Figura 10 – Jogo em OpenGL

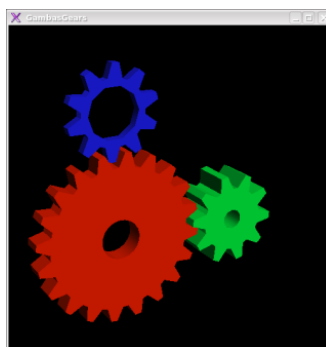


Figura 11 – Exemplo de CAD usando OpenGL

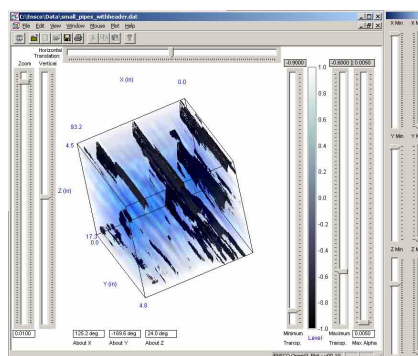


Figura 12 – Visualização de dados

Passando à parte de programação propriamente dita, o OpenGL assume uma estrutura bastante parecida à popular e versátil linguagem “C”, o que faz com que a sua aprendizagem e implementação sejam mais fáceis para alguém que tenha um mínimo de bases de programação. Refira-se que esta biblioteca é implementável nas mais variadas linguagens, mantendo-se sempre as estruturas lógicas e funcionais que permitem o desenho de objectos.

Existe também uma ferramenta que complementa e auxilia o desenvolvimento de aplicações em OpenGL – o GLUT (OpenGL Utility Toolkit). Esta ferramenta (na verdade, um conjunto de ferramentas) permite, entre outros, o desenvolvimento de aplicações em janelas, gerir eventos do “sistema”, suportar dispositivos de entrada/saída, utilizar menus, e usar rotinas que permitem gerar variados objectos, sob a forma de “sólidos” ou “wire-frame”[25].

Antes de mais, como em qualquer sistema computacional, existem diversos tipos de dados que convém explicar para que as explicações dadas mais adiante façam mais sentido

e sejam mais compreensíveis. Assim sendo, na tabela 1 temos do lado esquerdo, o tipo de dados OpenGL e do lado direito, o equivalente nos sistemas de computação mais comuns.

GLboolean	unsigned char
GLbyte	signed char
GLubyte	unsigned char
GLshort	16-bit integer
GLint	32-bit integer
GLsizei	32-bit integer
GLuint	32-bit unsigned integer
GLenum	32-bit unsigned integer
GLbitfield	32-bit unsigned integer
GLfloat	32-bit floating-point
GLclampf	32-bit floating-point in range [0,1]
GLdouble	64-bit floating-point
GLclampd	64-bit floating-point in range [0,1]

Tabela 1 – Tipos de dados usados em OpenGL

Passando a uma fase de escrita de um programa propriamente dito, existe um conjunto de funções básicas, e que permitem gerir a “área de desenho” e os parâmetros de desenho. Seguem-se alguns exemplos, bem como a respectiva explicação:

Void glClear(void)

Ao chamar-se esta função, a janela é “limpa”, ou seja, tudo o que lá esteja desenhado pura e simplesmente desaparece, ficando apenas a cor de fundo definida na função seguinte.

void glClearColor(GLclampf red, GLclampf green, GLclampf blue, GLclampf alpha)

Esta função tem como parâmetros de entrada (segundo o conjunto RGB escolhido) a cor que a janela terá quando for chamada a função **glClear**.

void glColor3f(GLfloat red, GLfloat green, GLfloat blue)

Define a cor com a qual vão ser desenhados os objectos, segundo as suas componentes RGB. Esta cor será usada até que seja mudada com outra chamada a esta função com parâmetros diferentes

void glOrtho(GLdouble left, GLdouble right, GLdouble bottom, GLdouble top, GLdouble near, GLdouble far)

Estabelece qual o sistema de “ projecção ” adoptado. Os parâmetros de entrada são os necessários a elaborar uma matriz de projecção paralela

void glBegin(GLenummode)

Assinala e inicia o desenho de um polígono **GLenummode**, que pode ser:

GL_POINTS – desenha um ponto por cada vértice definido entre glBegin() e glEnd()

GL_LINES – desenha uma linha entre cada par de vértices definidos

GL_LINE_STRIP – desenha uma linha entre cada par de vértices, mas apenas para os pares n1-n2, n3-n4 e assim sucessivamente

GL_TRIANGLES – desenha um triângulo para cada conjunto de 3 vértices

GL_QUADS – desenha um quadrado para cada conjunto de 4 vértices

GL_POLYGON – desenha um polígono com o número de faces que o número de vértices definido permite.

void glEnd(void)

Delimita o final da declaração de parâmetros do desenho.

É então necessário definir os vértices a ser utilizados. Para tal, usa-se a função **void glVertex3f(GLfloat x, GLfloat y, GLfloat z)** cujos parâmetros de entrada são as

coordenadas x , y e z do vértice em causa. Note-se no entanto que esta função não é a única que se pode usar para definir vértices, mas será porventura a mais abrangente.

Por fim, existe também a função **void glFlush(void)**, que assegura que o polígono ou ponto definido é efectivamente processado e apresentado no *display*, em vez de ficar residente num *buffer*.

Podem também efectuar-se algumas transformações sobre o objecto a desenhar, e para as fazer usam-se as seguintes funções:

glTranslatef(GLfloat x, GLfloat y, GLfloat z)

Efectua uma translacção nas coordenadas x , y e z passadas como parâmetro de entrada

glRotatef(GLfloat angle, GLfloat x, GLfloat y, GLfloat z)

Efectua uma rotação de **angle** graus sobre o eixo de rotação definido pelo vector x,y,z aplicado à matriz de rotação.

glScalef(GLfloat x, GLfloat y, GLfloat z)

Altera a dimensão de um polígono, multiplicando-o pelo factor de escala passado como parâmetro de entrada (as coordenadas do eixo x multiplicam pelo factor **GLfloat x**, as do y por **GLfloat y** e as do z por **GLfloat z**)

Outra capacidade interessante do OpenGL, é a funcionalidade que permite “iluminar” a cena que se desenha [24]. Assim sendo, a luz simulada pelo OpenGL tem uma série de componentes, todas elas configuráveis, quer na própria fonte de luz, no ambiente ou nas propriedades do objecto desenhado. Enumeram-se seguidamente as componentes de iluminação suportadas:

Ambiente – luz que vem de todas as direcções.

Difusa – vem de uma dada direcção, e ao atingir a superfície é reflectida em todas as direcções.

Especular – luz que ao ser reflectida, tem tendência a ser reflectida apenas numa direcção.

Emissiva – luz emitida e originada em um objecto.

Para que a cena seja visível ao utilizador, é também necessário que sejam definidos os parâmetros da janela de visualização, ou seja, qual o tamanho da cena que está visível. Isto é semelhante ao campo de visualização de uma máquina de filmar, e é definível recorrendo à função **void glViewport(GLint x, GLint y, GLsizei width, GLsizei height)** que aceita como parâmetros de entrada as coordenadas **x, y** do canto inferior esquerdo da área visível, e também a altura e largura, em píxeis, dessa mesma área.

No contexto do presente trabalho, é também importante referir algumas potencialidades mais avançadas do OpenGL, e que são características à biblioteca GLUT, tais como a capacidade de desenhar “sólidos geométricos tri-dimensionais” recorrendo a funções próprias. Exemplificam-se algumas destas funções, com uma sucinta descrição:

void glutWireSphere(GLdouble radius, GLint slices, GLint stacks)

Desenha as linhas de uma representação aproximada de esfera com raio **radius**, dividida num número de secções **slices**, e com **stacks** camadas.

void glutSolidSphere(GLdouble radius, GLint slices, GLint stacks)

Bastante semelhante à função anterior, aceita os mesmos parâmetros de entrada, mas desenha uma esfera de aspecto sólido, em que as faces são coloridas.

void glutWireCube(GLdouble size) e glutSolidCube(GLdouble size)

Estas funções são bastante semelhantes às explicadas anteriormente, mas desenhavam um cubo de aresta **size**, centrado na origem do sistema de coordenadas adoptado.

Existem também outras funções de utilização semelhante e que permitem desenhar os mais variados sólidos, tais como cones, toróides, octaedros, duodecaedros, tetraedros, e mesmo o reconhecido “sólido” identificador da computação gráfica – o bule (comparado ao “Hello World” da programação convencional).

Conforme já foi referido anteriormente, o GLUT permite gerir de forma mais fácil a janela de desenho. Existem então diversas funções para inicialização e dimensionamento de janelas. As funções essenciais associadas são:

int glutCreateWindow(char *name)

Cria uma janela com o nome **name**, e com as características definidas pelas duas funções seguintes.

void glutInitWindowSize(int width, int height)

Especifica o tamanho inicial da janela, em píxeis. Este tamanho é a largura **width** e a altura **height**, passados como parâmetro de entrada.

void glutInitWindowPosition(int x, int y)

Especifica a posição inicial da janela no ambiente de trabalho do sistema operativo. Mais uma vez x e y são correspondentes ao número de píxeis.

É também importante referir que o GLUT tem como característica distintiva o facto de permitir lidar com eventos de sistema, tais como a entrada de dados usando o teclado ou o rato. Para isso, pode usar-se, entre outras, as funções **glutKeyboardFunc(void(*func)(unsigned char key, int x, int y))** e **glutMouseFunc(void(*func)(int button, int status, int x, int y))** que registam funções **func** associadas às acções a desenvolver para cada caso (teclas pressionadas, botões do rato pressionados em determinadas coordenadas, etc).

O OpenGL e o Glut são de facto ferramentas bastante versáteis e poderosas, e muito mais haveria a referir sobre ambos, mas foram já enumeradas as características principais, bem como dada uma introdução às funções mais comuns e essenciais à compreensão da biblioteca, e que permitem um entendimento básico de um programa que a elas recorra. Para informações mais específicas, detalhadas ou complementares, existe também um conjunto de bibliografia bastante completa e elucidativa [24,25], que poderá e deverá ser consultada se assim se achar necessário.

USABILIDADE

Por se estar a desenvolver um dispositivo que é interactivo, não se poderiam também deixar de tecer algumas considerações sobre a questão da usabilidade, ou facilidade de utilização do dito dispositivo. É óbvio que se um dado aparelho for difícil ou confuso de usar, a satisfação de utilização tenderá a ser baixa, o que pode ser de tal modo grave, pondo em risco a própria utilização do sensor, o que leva a que não seja usado, apesar de ser potencialmente poderoso e performante [26].

Para que um dado sistema tenha uma boa usabilidade, há que levar em conta os conceitos de usabilidade desde as fases iniciais do projecto, pois é sabido que quanto mais tarde se tentam corrigir os erros encontrados, mais cara e difícil é essa correcção. Os aspectos principais a levar em conta são:

- Utilizadores-alvo (formação prévia, capacidade de aprendizagem, motivação)
- Contexto de Utilização
- Meio de interacção

Existem consenso no que toca à avaliação da usabilidade, que deve assentar em princípios básicos (ou heurísticas) a ser verificados no sistema em análise [26]. Um método simples, informal, mas no entanto eficaz, é a utilização das heurísticas de Nielsen [27]. Estas heurísticas são:

- Design minimalista e simples – deve ser privilegiado um design simples e claro, onde tudo seja facilmente visível e identificado.
- Coincidência entre o sistema e o mundo real – Sempre que possível, devem ser usadas analogias entre as características do sistema (nomes, ícones, conceitos) e o contexto real de utilização
- Minimização da utilização da memória do utilizador – os humanos conseguem reter poucos itens na sua memória, pelo que deve ser evitado o recurso à necessidade de memorização.
- Consistência e adesão a *standards* – devem ser seguidas as normas vigentes.
- Visibilidade do estado do sistema – o utilizador deve ser sempre capaz de saber se o sistema está disponível ou ocupado
- Liberdade e controlo – devem ser facultados métodos para permitir a rápida recuperação de enganos
- Flexibilidade e eficiência de utilização – atalhos e aceleradores para tarefas simples e repetitivas constituem uma mais valia para utilizadores experientes
- Ajuda ao reconhecimento, diagnóstico e recuperação de erros – as mensagens de erro devem ser simples e claras, para que o utilizador possa perceber a causa do erro, e se possível, devem incluir uma sugestão.
- Prevenção do erro – ainda melhor que ter uma boa mensagem de erro, é preveni-lo. Assim sendo, devem ser utilizados mecanismos que tentem minimizar erros de utilizador
- Ajuda e documentação – deve ser concisa e conter toda a informação necessária à utilização do sistema, na impossibilidade de o sistema ser tão simples de tal forma a que não seja necessária a ajuda.

Procedimentos/Implementação:

Após se tomarem em consideração os pressupostos anteriormente enunciados, procedeu-se ao efectivo desenvolvimento do sensor (não que o trabalho de estudo realizado na primeira fase não seja contributivo no desenvolvimento, antes pelo contrário, mas é nesta fase que se “constrói” algo que se consegue ver e tocar, uma experiência bem mais gratificante do que apenas idealizar e conjecturar).

Dado o facto de estar disponível uma fibra óptica de plástico, da qual não foi possível saber nenhuma característica, para além de que é do tipo multimodo, foi essa a opção que primeiro se considerou para utilizar como elemento nuclear do sensor (responsável por estabelecer uma relação entre um movimento – a flexão – e um sinal “computorizável” por ser algo que facilmente seria adaptável e integrável num dispositivo *wearable* devido às suas dimensões e robustez. A ideia seria que a flexão da fibra faria com que existisse uma degradação na intensidade da luz que a atravessa de ponta a ponta, e que essa atenuação seria tanto maior quanto maior fosse a flexão. Obviamente, e conforme já referido anteriormente, a flexão da fibra teria de ser solidária com a flexão da articulação, mas para um desenvolvimento inicial apenas houve preocupação em verificar a existência de uma relação aceitável entre a flexão e a atenuação.

Como referido previamente, para se constatar da atenuação na fibra, há que medir a intensidade luminosa na sua saída, e para tal poderá ser usado um fototransístor, dispositivo perfeitamente adequado à função de medir intensidade luminosa. Após alguma procura e consulta de dados técnicos dos fototransístores disponíveis no armazém do DETI, a escolha recaiu sobre o SFH213, por ter uma gama de aceitação de comprimentos de onda bastante alargada (sensibilidade espectral relativa acima de 50% para os comprimentos de onda de 550 a 1050nm), e permitiu o uso de fontes de luz de diferentes comprimentos de onda. Numa primeira fase, optou por se usar um LED vermelho (luz com comprimento de onda de cerca de 650nm, portanto bem dentro da gama de aceitação do fototransístor) como fonte de luz num dos extremos da fibra, e medir a intensidade luminosa na outra extremidade da fibra óptica.

O LED, para que possa emitir luz, tem de ser correctamente polarizado (tem de se assegurar que é atravessado por uma corrente não superior ao máximo permitido, escolhendo-se e montando-se em série com ele uma resistência adequada), bem como o fototransístor (que necessita também de uma resistência em série para assegurar que possa existir uma tensão variável à saída).

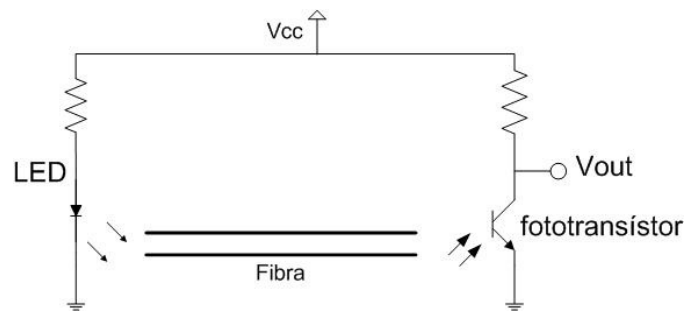


Figura 13 - Esquema geral do sistema LED+Fibra+Fotodetector

A escolha dos valores das resistências é imposta, obviamente, pela tensão de alimentação, pelo que é importante arbitrar, antes de mais, um valor para esta tensão. Para o escolher, tomou-se em consideração o facto de se pretender desenvolver um dispositivo *wearable*, pelo que muito possivelmente será alimentado a baterias. Considerando ainda que a utilização de um microcontrolador será uma realidade, e que estes são alimentáveis a 3.3V, o valor de tensão revela-se adequado, por conjugar os dois factores importantes: é fácil de obter a partir de uma bateria pequena ou mesmo de convencionais pilhas, e é compatível com os microcontroladores. Uma vez escolhida a tensão de alimentação, foram também escolhidos os valores adoptados nas resistências de polarização. Verificou-se então o correcto funcionamento do LED e do fototransístor, alinhando-se um em frente ao outro, ligando-se a alimentação e constatando o valor da tensão de saída do circuito da figura 13.

Antes de se poderem efectuar medições, é necessário garantir um correcto acoplamento fibra-LED e fibra-fototransístor. Considerando o facto de os LED's e fototransístores serem dotados de uma lente, que efectua uma focagem da luz, de modo a que a sua radiação/sensibilidade seja maior para luz que deles radie ou lhes incida perpendicularmente, é necessário garantir que o acoplamento é o correcto (o mais

perpendicular possível em relação ao topo do dispositivo). Caso não se verifique, e dado que as características direccionais do LED e do fototransistor são tais que para um desvio de apenas 10° a eficiência é apenas de 60%, haveria perdas que se poderiam revelar demasiado elevadas, comprometendo o bom funcionamento do sensor. Este pormenor é por demais evidente se se tomar em consideração a figura 14, em que se representam os diagramas de radiação do LED e de sensibilidade do fototransistor em função da orientação em relação à normal à sua superfície.

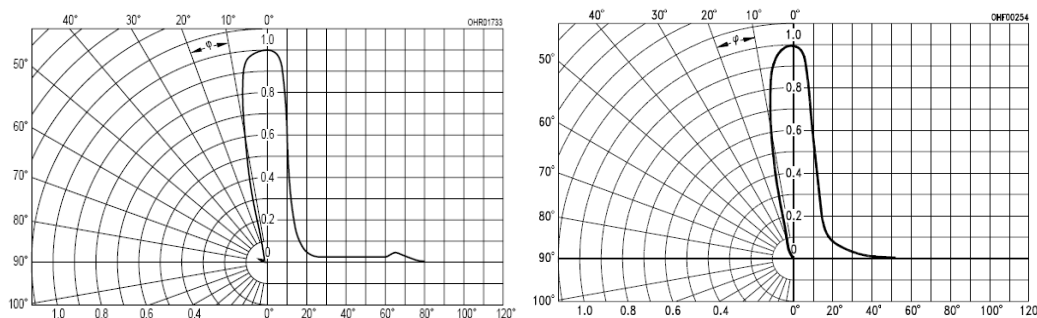


Figura 14 - Diagramas de radiação para o LED e de sensibilidade do fototransistor

É fácil então constatar que, para além do correcto alinhamento, é também fundamental garantir que esse alinhamento se mantém inalterado, algo que pode acontecer quando a fibra se encontra sujeita a flexões e outros movimentos, por exemplo os de uma articulação humana (principal aplicação do sensor). Para se conseguir uma boa fixação no acoplamento fibra-LED e fibra-fototransistor, consideraram-se e experimentaram-se duas soluções.

A primeira consistiu num paralelepípedo de cortiça com cerca de 5x5x10mm, perfurado longitudinalmente de modo a que se pudesse inserir a fibra no orifício. Como a cortiça é um material algo elástico, esperava-se que apertasse a fibra, impedindo que esta se movesse em relação ao LED/fototransistor previamente montados numa placa de protótipo e polarizados com as resistências adequadas. É claro que o paralelepípedo tem de ser solidamente preso à placa, algo que se fez recorrendo a pequenos arames, que passam pelos orifícios da placa e enrolam no “acoplador”. Esta implementação não se revelou ser adequada, porque a cortiça não se revelou ser sólida o suficiente para segurar a fibra sempre na mesma posição. Houve então que procurar outra alternativa.

A segunda alternativa teve como principal propósito um facto bastante semelhante à primeira: um material onde se pudesse inserir a fibra, e que a segurasse firmemente. Assim, optou por se adaptar um pedaço de cabo coaxial com cerca de 1cm, ao qual se retiraram os condutores interno e externo. A fibra foi inserida no orifício central, e toda a estrutura foi presa à placa de protótipo da mesma forma adoptada para o paralelepípedo de cortiça, ou seja, com arames.



Figura 15 - Acoplamento LED-Fibra

Resolvida a questão do acoplamento, passou-se então a uma fase crucial – a aferição da atenuação com a flexão da fibra. Para o fazer, construiu-se um pequeno dispositivo que pretendia simular uma articulação, constituído por dois segmentos de madeira e uma dobradiça, onde se poderia fixar as extremidades da fibra. Poderia então dobrar-se o aparelho, e a fibra sofreria flexão solidariamente com a estrutura, conforme a figura 16.



Figura 16 - Dispositivo de testes

Note-se que se teve o cuidado de prender a fibra em vários pontos, para que se pudesse garantir que ela sofreria sempre o mesmo tipo de flexão (no caso de estar solta, não seria

possível garantir que dobraria sempre da mesma forma). Após esta fase, passou-se para uma fase de testes efectivos.

Ligou-se o circuito, anotando-se V_{out} , enquanto se manteve a articulação totalmente direita (correspondente à fibra sem nenhuma flexão). Seguidamente, foi-se dobrando a articulação e medindo a tensão de saída.

Por não se ter medido atenuação significativa, decidiu-se então usar uma fonte de luz com características diferentes das do LED vermelho, e substituiu-se este componente por um LED de infra-vermelhos, o SFH486, que tem nos 880nm o comprimento de onda mais eficaz, valor este também dentro da gama de aceitação do SFH213. Obviamente que teve de se alterar também a resistência de polarização associada, e voltou a medir-se o valor de V_{out} . Verificou-se então que o seu valor era mais elevado, mas contudo quando se dobrava a fibra, continuava a existir uma atenuação demasiado pequena, e não adequada ao propósito de quantificar a sua flexão.

Mais uma vez, tentou-se contornar o problema recorrendo a outro LED de infra-vermelhos, nomeadamente o SIR-34, de 950nm mas também sem resultados assinaláveis ou satisfatórios, pelo que se manteve a opção do SFH-486, mas combinado com um outro fototransístor: o RPT-34, que não tem uma gama de aceitação tão alargada (acima de 80% de eficácia entre os 750 e os 900nm, mas continua a ser compatível com os 880nm do LED). Este conjunto provou ser o que forneceu maiores valores de V_{out} , mas lamentavelmente não se verificou atenuação considerável com a flexão da fibra. Houve então que tomar medidas mais drásticas, e abandonar a fibra óptica, que parecia ser a principal causa dos problemas. Mais considerações sobre esta decisão serão tecidas numa fase posterior do presente relatório. Como não foi possível obter uma fibra que pudesse ser estudada e avaliar se seria mais adequada ao propósito pretendido, procurou-se outro método mais eficaz de medir a flexão de uma articulação, eliminando a fibra.

Uma hipótese seria a do alinhamento e desalinhamento do conjunto LED-fototransístor com o movimento da articulação, mas este movimento tem uma amplitude demasiado elevada, o que faz com que a relação entre a saída do sensor e a flexão deixasse de ser aproximadamente linear e passasse a ser parabólica (em que vários valores do ângulo de flexão correspondem a mesma tensão de saída) devido à interferência da luz do LED no fototransístor quando se encontram colocados quase paralelamente. Este problema pôde ser contornado confinando a propagação da luz entre o LED e o fototransístor recorrendo a um

pequeno tubo branco por onde se pode guiar a luz infra-vermelha conforme o princípio enunciado na primeira parte deste relatório. Escolheu-se um comprimento de 9cm para o tubo, para que pudesse ser aplicado numa articulação humana. Este tubo tem ainda a vantagem de fornecer uma maior imunidade ao ruído, pois impede que luz externa possa atingir o fototransistor, o que levaria a leituras erradas.

O tubo escolhido teve mais uma vez origem num cabo coaxial com 9 cm de comprimento, ao qual se retirou todo o interior (condutores e dielétrico). Este tipo de tubo tem duas vantagens evidentes: tem um diâmetro adequado a que o LED e o fototransistor sejam inseridos no seu interior, e é bastante flexível, não se vincando com facilidade (o que faria com que a luz não se propagasse de todo). O comprimento foi encontrado de forma a que o tubo pudesse ser acoplado ao cotovelo e pudesse dobrar solidariamente com ele, mantendo-se na mesma um sinal de saída aceitável quando o tubo estivesse bastante dobrado. Procedeu-se então ao acoplamento do LED e do fototransistor ao tubo, que consistiu apenas na aplicação do tubo de modo a cobrir os elementos supra-enunciados, e a fixar o tubo às placas onde estes se encontravam montados, recorrendo a fita isoladora, que permite desde logo tapar melhor as entradas do tubo, impedindo a entrada de luz externa, e fixando solidamente o tubo, impedindo-o de se mover (convém assegurar a imobilização do tubo, para que o conjunto tenha todo o mesmo alinhamento, conforme explicado para o caso da fibra óptica). Mediu-se então a resposta da tensão de saída em função da flexão. Optou por se medir apenas até aos 140° por ser este o ângulo máximo a que o sensor estará sujeito aquando da sua aplicação num cotovelo humano (de todas as articulações em estudo, é aquela que tem o maior ângulo de flexão) [22]. Esta solução revelou ser adequada, havendo uma variação da tensão de saída em função da flexão a que se sujeitou o tubo. Resultados pormenorizados serão apresentados posteriormente, na secção a isso destinada.

Depois de encontrada uma solução satisfatória para o sensor de flexão, houve obviamente necessidade de engendrar um método de aplicar e fixar o sensor na articulação humana, no caso, o cotovelo. Levou-se em consideração o facto de o cotovelo ser uma articulação com uma amplitude de flexão bastante elevada, pelo que se o sensor funcionar bem no cotovelo, é espectável que também desempenhe bem as suas funções nas outras articulações (pulso, dedos e ombro). O método que se decidiu usar foi o de prender o

sensor a uma manga elástica, das usadas na recuperação de lesões no cotovelo, que pode ser facilmente usada (não limita os movimentos) e depois de colocada, se mantém aproximadamente no sítio, sem causar desconforto. Para segurar o sensor à manga, podem recorrer-se a princípios de costura, ou então aplicando os mesmos com uma alteração: substituindo as tradicionais agulha e linha por um arame fino, que permita uma fixação mais sólida. Atravessou-se o pano elástico da manga com o arame, e envolveram-se as pequenas placas com o LED e com o fototransistor. Houve ainda a necessidade de encontrar o local correcto do cotovelo onde colocar o sensor, de modo a que a resposta fosse a mais adequada possível ao pretendido. Depois de encontrada esta posição, efectuou-se nova medição da relação flexão- V_{out} , desta vez com o sensor aplicado no cotovelo, para apurar se a relação verificada nos testes na estrutura fixa ainda se mantinha.

Uma vez tendo o sensor funcional, houve que engendrar uma forma de se poder transformar este sensor em algo mais sofisticado que permita explorar melhor as capacidades do sensor. Este dispositivo deveria possibilitar a transmissão de dados para um computador, onde se pode efectuar uma representação realista e um *logging* de dados que podem ser armazenados e comparados com anteriores medições, podendo ser avaliadas desta forma evoluções no processo de recuperação do paciente. Assim sendo, foi estabelecido diagrama de blocos para um sistema capaz de interagir com o sensor, e fazer a ponte entre os valores de tensão na saída do sensor e a visualização dos dados num computador. Conforme se pode ver na figura 17, é estabelecida uma ligação sem fios entre o computador e o microcontrolador recorrendo à tecnologia Bluetooth, e são usadas as potencialidades e modularidade do referido microcontrolador para efectuar a leitura dos valores do sensor bem como para as transmitir para o computador.

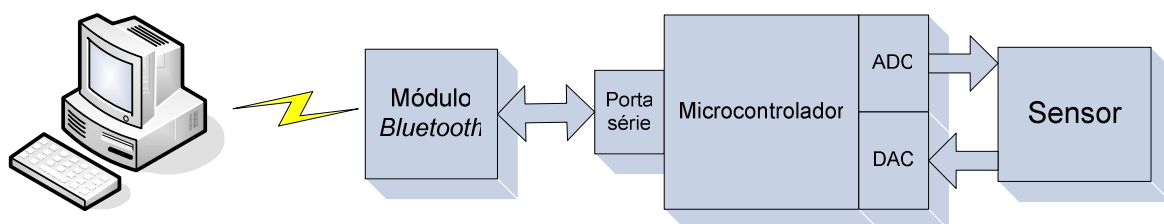


Figura 17 – Diagrama de blocos do conjunto sensor-transdutor-computador

Para se ter um dispositivo *wearable* é, tal como já referido anteriormente, imprescindível que este tenha alimentação própria, algo que passa pelo uso de pequenas baterias, tal como a de um telemóvel, que tem tensões na ordem dos 3.7V. Assim, pode usar-se uma bateria deste tipo para fornecer os 3.3V requeridos para o correcto funcionamento do sensor. Esta tensão de alimentação também é compatível com principal elemento do dispositivo de recolha e transmissão de dados – um microcontrolador PIC 18LF4520 fabricado pela Microchip, que possui características adequadas à função, nomeadamente a tensão de alimentação de 3.3V, a presença de um conversor analógico-digital integrado (que converte a tensão de saída do sensor em informação digital binária), o baixo consumo energético (fundamental quando se fala em conjugação com alimentação a baterias) e de um módulo de comunicação série, que pode ser usado para enviar dados para o PC. Factores também fundamentais na escolha deste microcontrolador foram a possibilidade de ser programável no próprio circuito (apenas tem de se ligar um programador aos pinos certos) e as reduzidas dimensões (formato TQFP que ocupa apenas cerca de 1cm²). Como se pretende que o dispositivo seja o mais usável e menos desconfortável possível, a comunicação com o PC deverá ser feita recorrendo a comunicações sem fios.

Por se encontrar disponível, tendo sido já utilizado num projecto anterior desenvolvido pelo orientador e colaboradores, entendeu usar-se um módulo Bluetooth PromiESD (visível na figura 9), também alimentável a 3.3V, e que substitui quase de forma transparente um cabo de comunicações RS232, podendo ser então facilmente ligado ao microcontrolador, e integrado no dispositivo *wearable*. Este módulo tem algumas características interessantes para o trabalho em curso, nomeadamente as reduzidas dimensões (27x27mm), e o alcance elevado (cerca de 100 metros – dados do fabricante), o que não limita a mobilidade do paciente a quem é colocado o sensor.



Figura 18 - Módulo Bluetooth PROMI-ESD

Para que tanto o microcontrolador, o módulo de comunicações e o sensor funcionem correctamente, é necessário garantir que sejam sempre alimentados com uma tensão constante, pelo que se deve recorrer a um regulador de tensão. Dada a elevada quantidade de reguladores disponíveis no mercado, foi necessário impor algumas características para se poder escolher um. Uma característica valorizada foi o baixo valor de *dropout* (ou seja, a tensão mínima necessária à entrada para que o regulador tenha a sua tensão nominal na saída) por se pretender alimentar o sistema com baterias de cerca de 3.7V. Outro factor bastante importante a ter em conta foi a capacidade de fornecer um adequado valor de corrente de alimentação. Experiências realizadas no passado pelos orientadores com um dispositivo *wearable* semelhante revelaram que uma elevada capacidade de corrente seria necessária, em parte por se usar um módulo de comunicações sem fios Bluetooth que tem um consumo algo elevado, quando comparado com o microcontrolador. Um regulador que se revelou adequado a esta função foi o TPS76833Q da Texas Instruments, caracterizado por ter um baixo *dropout*, ou seja, poderá ser alimentado com tensões mínimas de cerca de 3.5V e mesmo assim fornecer os 3.3V na saída. Outra característica importante e que levou à sua escolha foi a elevada capacidade de corrente, que se situa no 1A, sendo portanto mais do que suficiente para alimentar todo o sistema.

Para salvaguardar o circuito de eventuais problemas com a bateria, e/ou trocas de polaridade na alimentação, escolheu-se aplicar um circuito de protecção constituído por uma resistência de $1M\Omega$ e um MOSFET de canal P – Si4425BDY, da Vishay, que se caracteriza por ter um baixo $r_{DS(on)}$, o que implica que quando utilizado numa configuração conforme a esquematizada na figura 19, se comporta como um diodo, mas possuindo uma queda de tensão aos seus terminais muito menor (da ordem dos 100~200mV, dependente da corrente que o atravessa).

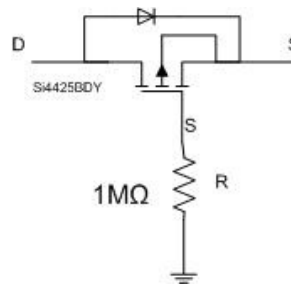


Figura 19 – Circuito de protecção contra inversão de polaridade da tensão

Este circuito de protecção é então aplicado antes do regulador, para que este não seja destruído na eventualidade de se trocar a polaridade da tensão de alimentação.

No caso de se pretender controlar a intensidade do LED, decidiu-se colocar também um conversor digital-analógico, ligado à interface SPI do microcontrolador. Assim, basta o microcontrolador enviar o valor binário pela sua porta série para o conversor, e este é transformado na tensão equivalente. Escolheu-se o conversor D/A TLV5623, também da Texas Instruments, por ser alimentável a 3.3V, ter baixo consumo (aproximadamente 1mA) e possuir um interface de 8 bits, compatível com o microcontrolador.

Como o dispositivo será ligado a elementos exteriores, nomeadamente ao sensor, convém providenciar algum tipo de protecção nessas entradas e saídas. Para efectuar essa protecção, foram colocados amplificadores operacionais na configuração de seguidor de tensão (*drivers*). Os OPAMPS escolhidos teriam de ser do tipo *rail-to-rail*, o que significa que a tensão mínima e máxima nas suas saídas é a mesma que as tensões de alimentação. Este é um factor crítico, pois se o amplificador “cortasse” a tensão à saída, ter-se-ia uma limitação na gama de tensões utilizáveis na ADC e na DAC. O amplificador escolhido proveio da Burr-Brown, o modelo em questão é o OPA2353, que é um chip contendo 2 opamps (o número necessário para proteger os 2 interfaces, um para a entrada, outro para a saída), cuja tensão de alimentação poderá variar entre os 2.7 e os 5V, sendo portanto perfeitamente adequada ao valor usado para todos os outros componentes do dispositivo.

Note-se que houve a preocupação em escolher componentes que se notabilizassem também pelas reduzidas dimensões (à excepção do microcontrolador, todos os outros têm o formato SOIC, com cerca de 4x5mm). Este facto permitiu desenvolver uma placa com reduzidas dimensões, ideal ao propósito *wearable* pretendido. Houve ainda o cuidado de escolher conectores do tipo SMB (com um encaixe de pressão com um diâmetro de

aproximadamente 3mm, que recorrem a cabos coaxiais de reduzido diâmetro, especialmente adequados a radiofrequências, sendo portanto mais imunes ao ruído. Este factor, aliado às reduzidas dimensões foi determinante na sua escolha. A principal desvantagem é de facto, o preço elevado destes conectores em relação às comuns fichas molex, por exemplo.

Outros factores levados em conta na planificação da placa onde se montaram os componentes foram a necessidade de colocar uma ficha onde se pudesse encaixar o módulo *Bluetooth*, com duas fiadas de seis pinos cada (fornecida pelo Sr. Paulo Gonçalves), conforme ilustrado na figura 11.

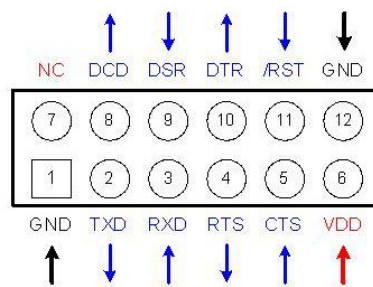


Figura 20 – Pinos do PROMI-ESD

Como já foi dito, o microcontrolador tem a capacidade de ser programado no próprio circuito, desde que os pinos destinados a esse efeito sejam ligados a um programador adequado (preferencialmente o do próprio fabricante – Microchip). Assim, houve também a necessidade de se disponibilizar uma ficha de programação, recorrendo a um conector molex de seis pinos.

Para os dois pinos de alimentação mais uma vez decidiu-se pela utilização de uma ficha molex. Note-se que estes conectores têm características favoráveis à sua utilização, por terem mecanismos de retenção que garantem que a ficha só pode ser encaixada na posição correcta, por serem relativamente pequenas, e por terem um custo bastante acessível.

Refira-se ainda que foram também incluídos no circuito condensadores de desacoplamento da alimentação, bem como um cristal de 10MHz, para fornecer um sinal oscilatório ao microcontrolador. Um botão de *reset* também foi adoptado, bem como um LED indicador do estado ligado/desligado do dispositivo.

Uma vez escolhidos todos os componentes da placa de controlo, foram encomendados aos fornecedores aqueles que não estavam disponíveis no armazém do departamento, ou que não puderam ser requisitados como amostras directamente dos fabricantes.

Simultaneamente ao pedido dos componentes houve que desenhar o circuito propriamente dito, para que pudesse ser implementado fisicamente numa PCB. Assim, recorreu-se a um *software* especialmente apropriado a esse propósito – o ORCAD. Depois de desenhado o circuito, foi passado o esquemático para um fotolito do *layout*, e posteriormente a placa física pôde ser implementada fisicamente. Depois de se ter a placa, tiveram de se soldar todos os componentes entretanto reunidos, tarefa minuciosa dada a reduzida dimensão dos componentes usados.

Depois de se ter a placa fisicamente pronta, houve que testar o seu funcionamento mais básico: a correcta tensão de alimentação, ou seja, o bom funcionamento do regulador e do circuito de protecção da polaridade da bateria. Para o fazer, mediu-se a tensão à saída do regulador. Seguidamente, inverteu-se a polaridade da tensão de alimentação, e mediu-se a tensão à entrada e à saída do regulador.

Como já referido, a placa estava fisicamente pronta, mas apenas fisicamente, pois dado o facto de ser incorporar um microcontrolador este de nada serve se não for programado com um conjunto de instruções que lhe permitam desempenhar o propósito pretendido. Escolheu-se então programar o microcontrolador com um *bootloader* (pequeno *software* que procura receber via porta série um ficheiro contendo o *software* que desempenhe a função desejada sempre que o microcontrolador é inicializado). Esta técnica permite uma programação mais rápida do aparelho, não sendo necessário recorrer a um programador físico específico que estabeleça a ponte entre o computador e o PIC sempre que se quer carregar uma nova versão do *software* no microcontrolador. Com efeito, apenas é necessário o dito programador uma vez: para carregar o *bootloader*. O *bootloader* escolhido foi um desenvolvido no DETI, e que foi posteriormente adaptado para o microcontrolador em uso – o 18LF4520 – recorrendo à *suite* MPLAB, da própria Microchip. O programador (MPLAB ICD2) pode ser visto na figura 21, e é fabricado e comercializado pela mesma companhia que fabrica e desenvolveu os microcontroladores PIC.



Figura 21 - Programador MPLAB ICD2

Mais uma vez, efectuaram-se alguns testes simples, com o propósito de aquilatar a correcta programação do microcontrolador. Como o *bootloader* envia dados pela porta série sempre que é ligado, se se medir a tensão no pino de transmissão de dados do microcontrolador e esta estiver com o valor lógico “1”, ou seja, 3.3V, pode concluir-se que o microcontrolador está a tentar comunicar.

Após verificado o funcionamento básico do microcontrolador, houve que ligá-lo à porta série de um PC, de forma a se poder comunicar com o computador, e transferir por este meio o *software* para o PIC (microcontrolador). Assim, teve de se aplicar um método para se compatibilizarem as tensões utilizadas na comunicação entre o PIC e o PC (o microcontrolador usa as tensões 0 e 3.3V para os níveis lógicos “0” e “1” respectivamente, enquanto o computador usa as tensões definidas pelo *standard* RS-232, -12V e +12V para os níveis lógicos “0” e “1”). Este método passou pela adopção de um componente comercial já existente, e que tem como função precisamente este propósito. Trata-se do MAX232. Existe a particularidade de o referido componente ser utilizável para efectuar conversões de sinais de 0 e 5V, e ser alimentável a 5V, em vez dos 3.3V com que se está a lidar. Para ultrapassar esta contrariedade, utiliza-se a alimentação dos 5V disponível na fonte do laboratório para alimentar o MAX232, bem como todo o sistema (tal não constitui problema, pois só se pretenderá carregar novas versões de *software* em ocasiões específicas e isoladas, em ambientes onde a disponibilidade de uma fonte de 5V é uma realidade). A conversão de 5 para 3.3V é conseguida via divisores resistivos, e o circuito apresenta-se na figura 22.

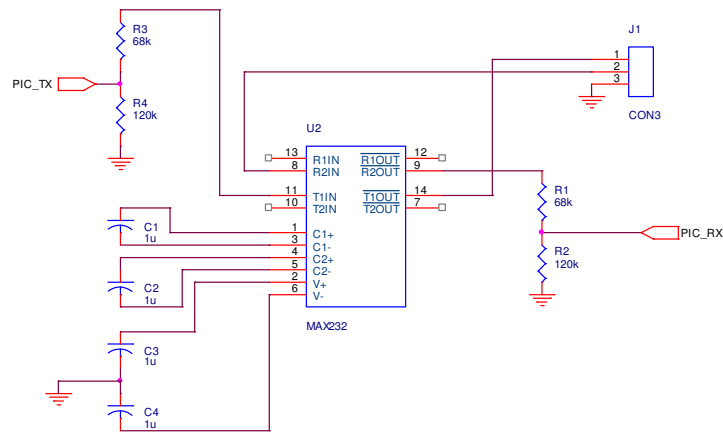


Figura 22 – Esquema do adaptador de comunicações RS232

Depois de implementado este circuito numa placa de protótipo, foram também efectuados alguns testes, nomeadamente ao nível das tensões, verificando se seriam as correctas. Este circuito foi também dotado de uma ficha de 12 pinos, para que pudesse ser ligado à ficha de 12 pinos presente no controlador (destinada ao módulo *Bluetooth*), embora só se tenham utilizado 3 pinos – os necessários à comunicação (GND; PIC_RX e PIC_TX). Os restantes apenas se utilizaram para se ter uma melhor fixação.

Também se construiu um pequeno cabo para interligar a placa de comunicação à porta série do computador (que tem o formato DB9), com a seguinte configuração:

pino 1 do Molex→pino 2 da ficha DB9 fêmea
pino 2 do Molex→pino 3 da ficha DB9 fêmea
pino 3 do Molex→pino 5 da ficha DB9 fêmea

Uma vez finalizados estes trabalhos, pôde então passar-se à fase de escrita do programa destinado ao microcontrolador, recorrendo à linguagem C, e ao *software* “MPLAB IDE”, fornecido pelo próprio fabricante do microcontrolador, a Microchip. Como compilador de C, usou-se também uma versão livre (destinada a estudantes) do C18, também disponibilizado gratuitamente pela Microchip. Outras alternativas foram consideradas e testadas, mas o seu funcionamento não se revelou tão estável, nomeadamente o SourceBoost.

Os principais propósitos do *software* a desenvolver seriam: a leitura da ADC e envio do seu valor para a porta série, de forma a ser transmitida para o computador. Teve

também de se escrever o código necessário a uma correcta configuração inicial do microcontrolador (para que o seu funcionamento básico fosse o adequado às funções que se desejou desempenhar). Estes ajustes passam por configurar as comunicações (velocidade de transmissão de dados escolhida de 9600bps), as entradas e saídas, e também o próprio conversor analógico-digital. Houve ainda necessidade de se desenvolver o software destinado às comunicações propriamente ditas (envio de um byte pela porta série), e de testar o seu correcto funcionamento. Mas para se poder testar o programa desenvolvido, primeiro este teria de ser descarregado para o microcontrolador. Para o fazer, ligou-se a placa controladora ao módulo de comunicações desenvolvido, e este por sua vez foi ligado à porta série do PC. Após se terem ligado todos estes dispositivos, utilizou-se o *software* específico para transferência de ficheiros compilados (*.hex) para o PIC.

Quando se transferiu o programa para o microcontrolador, puderam-se efectivamente efectuar os testes de comunicação. Note-se que na primeira versão do programa teve-se o cuidado de colocar o código referente ao envio em ciclo infinito de um ponto de exclamação para a porta série. Para avaliar a correcta comunicação entre o PC e o PIC via porta série, utilizou-se o programa do Windows – HyperTerminal, que é adequado justamente para comunicações via porta série. Criou-se uma nova ligação, com propriedades compatíveis com as configuradas no microcontrolador, ou seja: 9600bps de *baudrate*, 8 bits de dados, 1 bit de paragem, sem controlo de fluxo e sem paridade. Efectuou-se um *reset* ao microcontrolador para que efectivamente este comesasse a executar o programa entretanto transferido, e verificaram-se os dados recebidos no HyperTerminal.

Ao concluírem-se estes testes, alterou-se o *software* de modo a que o microcontrolador lesse a ADC e enviasse o valor lido para o PC, via porta série. Teve-se especial cuidado na formatação do valor lido, por ser um valor de 10 bits, e o microcontrolador apenas poder enviar 8 de cada vez. Inicialmente, e por um motivo prático, decidiram eliminar-se 2 bits menos significativos e tomarem-se em conta apenas os 8 mais significativos (o que dá 255 valores possíveis de tensão, o que já é um valor aceitável para um desenvolvimento inicial).

Depois de concluídos todos os testes recorrendo à porta série do PC, chegou a altura de integrar no sistema o componente que permitiria transformar todo o sistema em algo

verdadeiramente *wearable*: o módulo *Bluetooth* PromiESD. Como este módulo já se encontra programado (desde a última utilização por parte dos colaboradores), bastará apenas encaixá-lo na ficha a ele destinada na placa de controlo. Caso não estivesse programado, teria de se montar um pequeno circuito para que se pudesse programar o referido módulo, mas tal veio a revelar-se não ser necessário. Teve também de se ter especial atenção ao facto de este dispositivo ter um período de inicialização algo longo, especialmente quando comparado com o microcontrolador, pelo que se teve de alterar o *software* do microcontrolador para apenas começar a enviar valores depois de passado esse tempo de inicialização (1 segundo), bem como “ligar” o pino correspondente ao *Reset*, permitindo que o módulo entrasse em funcionamento. Recorrendo-se a um computador com capacidades de comunicação *Bluetooth*, utilizou-se mais uma vez o HyperTerminal, mas desta vez associou-se a porta série não à porta física do computador, mas à porta série virtual correspondente ao *Bluetooth*, e avaliou-se o correcto envio de valores para o computador, desta vez por um sistema desprovido de ligação física.

Para implementar a representação 3D do braço, escolheu-se usar a biblioteca gráfica OpenGL, relativamente simples de usar, poderosa e versátil, associada ao Visual Studio e à linguagem de programação C, sólida aplicação de desenvolvimento da *Microsoft*, e que permite rápidas compilações e *debugging* subsequente.

Optou-se por representar o braço como sendo a conjugação de um segmento paralelepípedo, correspondente ao segmento ombro-cotovelo, outro da mesma dimensão correspondente ao antebraço, e um paralelepípedo achatado para representar a mão. Entre cada um destes segmentos foi colocada uma esfera, para simular a articulação. A cada uma destas articulações foram atribuídos os graus de liberdade correspondentes. O ombro tem movimento de rotação e abdução/adução, o cotovelo apenas uma (a flexão), e o pulso em 3 também – flexão, rotação em torno do eixo perpendicular ao pulso, e rotação sobre o eixo correspondente ao antebraço (na verdade esta rotação é efectuada pelo rádio em redor da ulna, mas para efeitos de visualização considerou-se mais simples e igualmente eficaz ao ser efectuada ao nível do pulso). Decidiu-se também que estes ângulos seriam, numa primeira fase, controlados através do teclado, apenas para efeitos de desenvolvimento, para numa fase posterior se adquirirem os valores das diversas rotações através da porta série (ou da comunicação sem fios *Bluetooth*, o que é indiferente do ponto de vista da

programação, por serem ambos tratados como uma porta série, só mudando o número dessa mesma porta). Também se aproveitou para disponibilizar ao utilizador a possibilidade de poderem mudar as propriedades dos materiais constituintes do braço e da iluminação, contribuindo para uma melhor experiência visual.

Numa segunda fase, acrescentaram-se mais algumas funcionalidades, tais como a capacidade de ler valores da porta série e de calcular o ângulo de flexão a que esse valor corresponde. Esse valor foi afixado no ecrã de forma a permitir a uma melhor percepção numérica ao utilizador, e passou-se como parâmetro de flexão da articulação correspondente (o cotovelo), para que o modelo representado assumisse o mesmo ângulo que o cotovelo da pessoa a quem se aplicou o sensor.

Resultados:

Já antes foi referido que se atingiram alguns resultados não satisfatórios com a utilização da fibra óptica de plástico, daí se ter procurado encontrar uma solução melhor. Seguem-se então algumas considerações e resultados referentes ainda ao uso da fibra óptica, pois considera-se terem sido relevantes na execução do trabalho, por terem exigido bastante tempo de investigação, e por se terem tentado várias aproximações com vista a atingir alguns resultados satisfatórios em que se conseguisse medir atenuação provocada pela flexão da fibra.

Recorda-se que o primeiro passo depois de obtida a fibra e escolhidas tanto a fonte de luz como o fotodetector foi arranjar um método de os acoplar à fibra. O método que se encontrou e provou ser mais eficaz, foi a utilização de cabo coaxial ao qual se retiraram os condutores e se inseriu a fibra no orifício destinado ao condutor central. Toda a estrutura foi então fixada à placa onde se montaram os elementos ópticos (fototransístor e LED), conforme a figura 14.

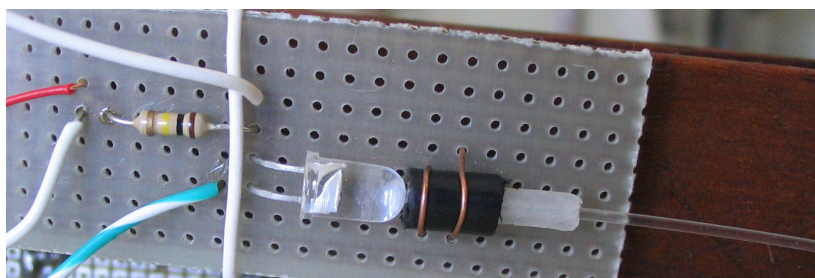


Figura 23 - Acoplamento LED-Fibra

Verificou-se que esta solução conseguiu cumprir o propósito de segurar bem a fibra e mantê-la alinhada com o LED e com o fototransístor, contrariamente à primeira solução, utilizando pedaços de cortiça, daí não se ter sentido a necessidade de procurar outra alternativa.

A tabela 1 sintetiza os resultados obtidos para os testes de atenuação vs. flexão para os vários comprimentos de onda considerados, associados a cada fotodetector.

Tabela 2 - Tensão de saída em função dos componentes ópticos e ângulo de flexão

	0°	90°	140°
650nm + SFH213	1167 mV	1162 mV	1159 mV
850nm + SFH213	1513 mV	1510 mV	1508 mV
850nm + RPT34	1874 mV	1872 mV	1870 mV
950nm + RPT34	1637 mV	1635 mV	1633 mV

É fácil perceber a razão pela qual se abandonou a opção da fibra óptica. De facto, a atenuação medida em relação à flexão 0° é praticamente desprezável. Adiante, na secção das conclusões, efectuar-se-ão algumas considerações sobre estes dados.

Ao mudar-se de abordagem para propagação de luz no ar, desde que confinada a um tubo branco, os resultados obtidos tornaram-se mais satisfatórios. Contudo, segue-se um gráfico ilustrativo do comportamento da tensão de saída do fototransístor quando se utilizou um simples desalinhamento do conjunto LED-fototransístor.

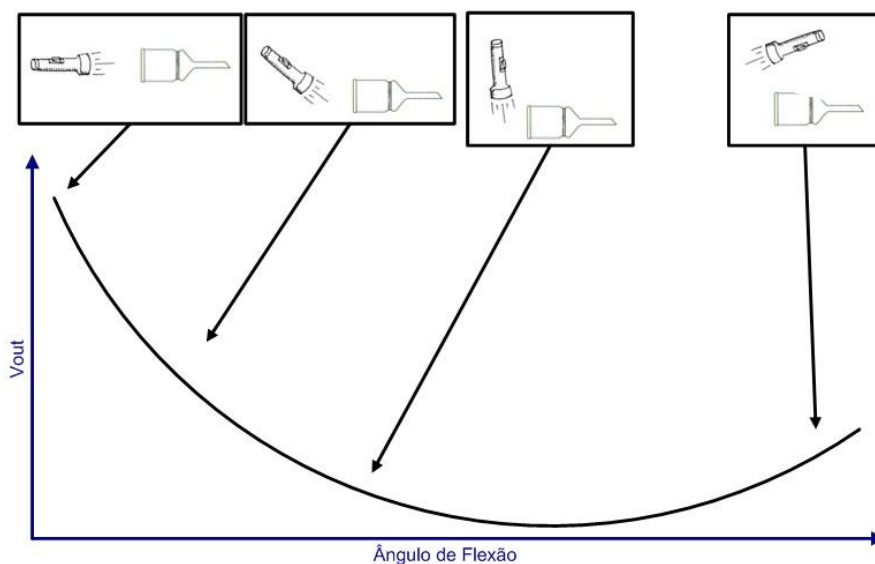


Figura 24 - Tensão de saída para alinhamento/desalinhamento dos elementos ópticos

Verificou-se que o comportamento não é monótono (sempre crescente/decrescente), o que traz bastantes problemas ao nível de medição, dado que ao medir-se uma tensão na

saída, não se consegue saber o ângulo a que corresponde essa tensão, a menos que se saiba a evolução dessa tensão (o que pode ser bastante difícil, pois o paciente pode estar a flexionar ou a estender a articulação, e uma tensão descendente pode não querer dizer que esteja a haver uma flexão). O ideal seria um sistema cuja monotonia fosse constante, ou seja, que V_{out} fosse sempre descendente ou ascendente em função do ângulo.

Os resultados obtidos com o tubo branco foram bastante mais animadores, por se ter obtido um sinal monótono, tal como pretendido, conforme pode ser mais facilmente verificado na figura 25.

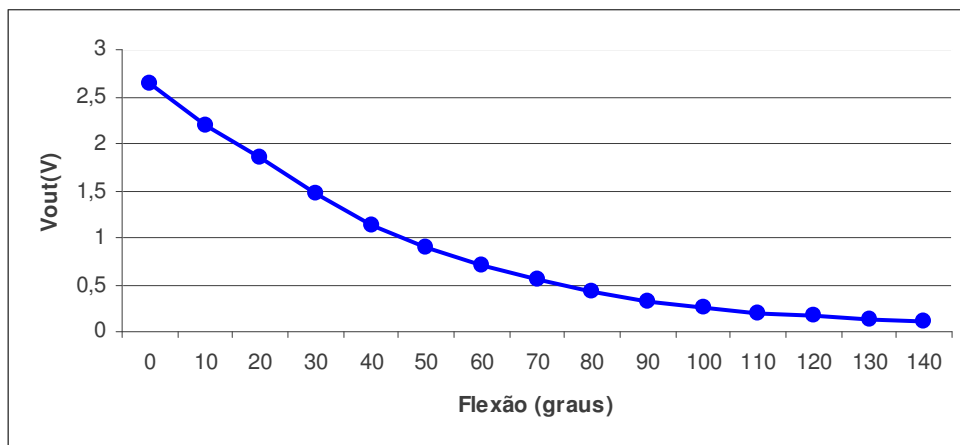


Figura 25 - Evolução de V_{out} vs. Flexão usando um tubo branco como guia

A solução adoptada para segurar o sensor à cotovelleira é mostrada na figura 26, e revelou não ser desconfortável.

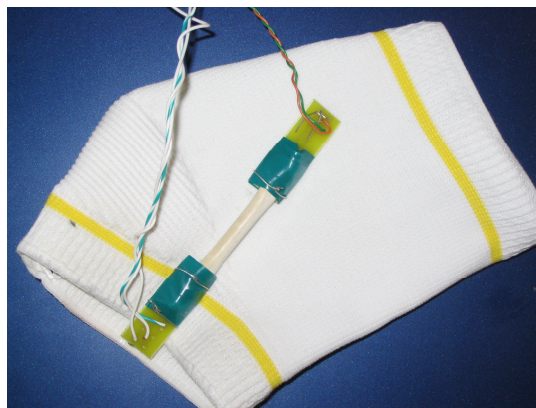


Figura 26 - Cotovelleira com o sensor agarrado.

Foram testadas várias posições para o sensor no cotovelo, observando a evolução do sinal de saída do sensor conforme se flectia e estendia a articulação. Para várias, a resposta do sensor não era monótona, até que se encontrou uma em que a resposta pareceu ser apropriada. A posição encontrada foi o acoplamento na parte exterior do braço, junto à rótula do cotovelo. Esta resposta representa-se na figura 18, referente a 5 medições efectuadas, para outras tantas aplicações do sensor, em que se tentou colocar sempre o sensor no mesmo local. Notem-se as dificuldades em efectuar medidas quando o sensor foi aplicado ao braço, por ser difícil imobilizá-lo e medir o ângulo da articulação do cotovelo, daí se terem tirado medidas para um reduzido número de ângulos.

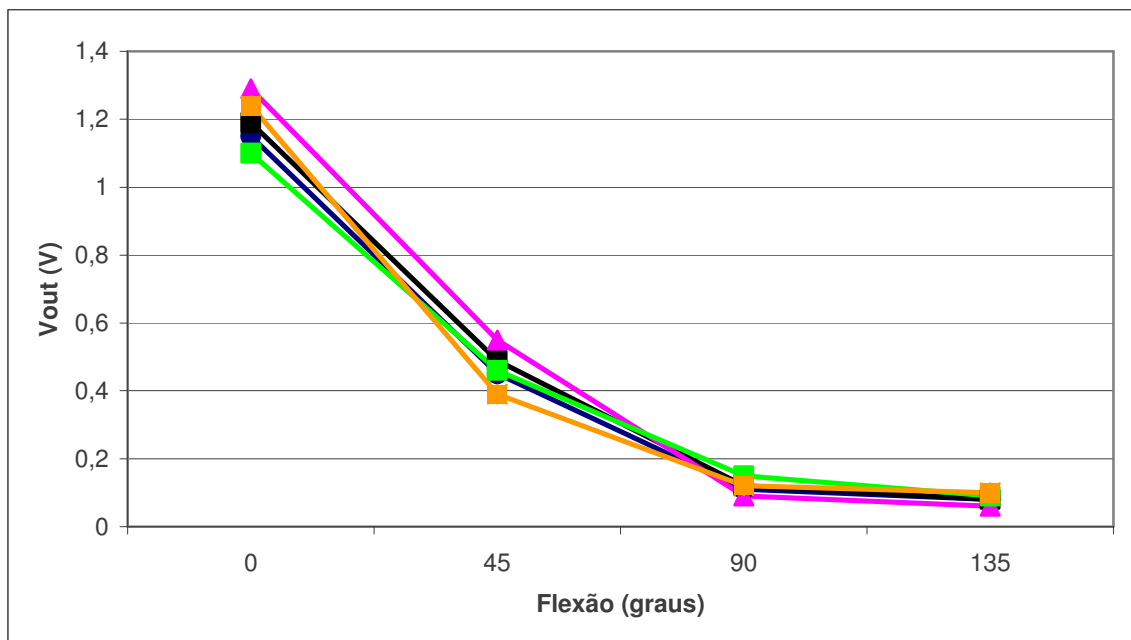


Figura 27 - Resposta do sensor quando aplicado no cotovelo

Repare-se ainda na redução da tensão V_{out} em relação à situação “ideal” (do sensor aplicado à estrutura de madeira). Contudo, a resposta continua a ter um traçado semelhante, passível de ser estudado de forma a se poder encontrar uma equação que reja a evolução de V_{out} em função do ângulo.

Atente-se também no facto de a resposta não ter sempre os mesmos valores, pois é difícil colocar o sensor sempre na mesma posição, havendo flutuação nessa resposta, mas mantendo-se quase sempre a forma do traçado (e consequentemente o tipo de resposta).

Passada a fase de desenvolvimento do sensor propriamente dito, chegou-se à etapa de construção de um dispositivo capaz de ler o sensor e enviar dados para um computador. Em anexo encontra-se o esquema que se elaborou. Na figura 28 reproduzem-se fotografias da placa com todos os componentes soldados. Note-se a ficha de programação de 6 pinos, a ficha de 12 pinos para o módulo bluetooth, e as fichas SMB douradas.

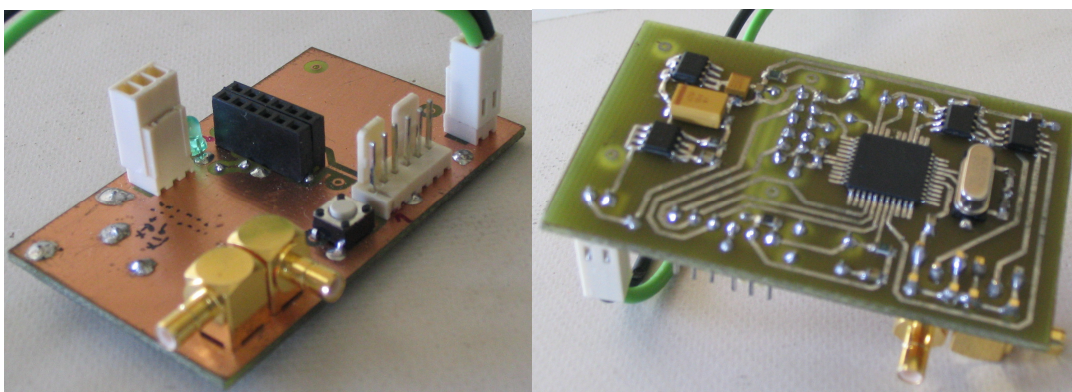


Figura 28 - Fotografias da placa de controlo

Como já foi enunciado, depois de soldada a placa, houve que testar a validade da tensão de alimentação e da protecção contra inversão de polaridade. Alimentando o circuito com 5V, à saída do regulador mediu-se uma tensão de 3.3V, conforme esperado. Ao trocar-se a polaridade da alimentação, verificou-se que o circuito de protecção desempenhou o seu papel, havendo uma tensão de 0V na entrada do regulador, e consequentemente na sua saída também. Verificou-se ainda que o valor mínimo da tensão de alimentação para que o regulador tenha 3.3V na sua saída é de cerca de 3.5V.

A programação do microcontrolador com um *bootloader* decorreu sem sobressaltos, bastando ter ligado o programador já mostrado na figura 12 à ficha de programação do dispositivo, e descarregado através dele o referido *software* recorrendo ao MPLAB.

Mediu-se também a tensão no pino de saída de dados da porta série do PIC, e como se mediram 3.3V, prosseguiu-se o trabalho, dado que o facto de se ter medido este valor indicou que o microcontrolador estaria bem programado.

Para o desenvolvimento da interface de comunicação via porta série, montaram-se os componentes do esquema da figura 13 numa placa de protótipo, e efectuaram-se os testes básicos de funcionamento. No pino 11 do MAX232 mediram-se 5V, e no pino 9 mediram-se 0V. Os valores das tensões do lado do computador (ou seja, à saída do circuito) situaram-se nos -10V para o pino 14, e de 10V para o pino 8. Estas tensões revelam que os níveis de tensão não deverão constituir problema às comunicações. A figura 29 mostra a implementação do adaptador de comunicações bem como do cabo fabricado.

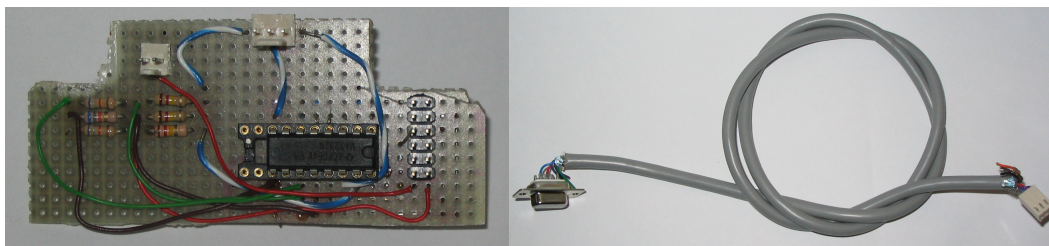


Figura 29 - Módulo de comunicação com o PC e respectivo cabo

Facilmente se podem identificar a ficha de 12 pinos para fixação ao controlador, a ficha de 3 pinos para ligação à porta série do computador, e a ficha de 2 pinos para alimentação de 5V.

O carregamento da primeira versão do software para o microcontrolador decorreu sem sobressaltos, conseguindo-se utilizar o programa WinPicLoad para transferir um ficheiro “alo.hex” para o microcontrolador, conforme atesta a fotografia reproduzida na figura 30. Nela é possível ver que o microcontrolador foi programado com sucesso

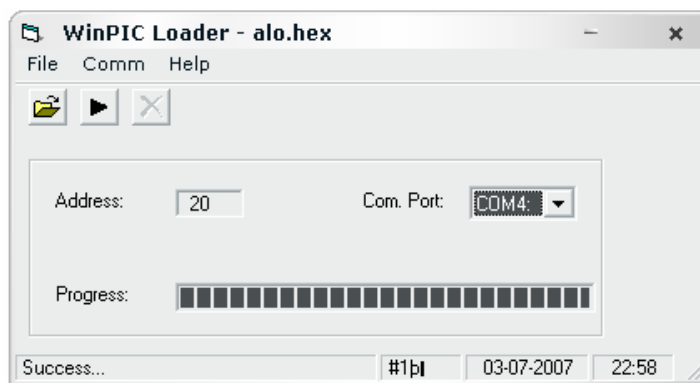


Figura 30 - WinPicLoad

Recorde-se que esta primeira versão apenas enviaria pontos de exclamação pela porta série, e que seriam capturados pelo HyperTerminal. A figura 23 mostra a saída deste programa, onde se podem identificar que os pontos de exclamação foram correctamente recebidos pelo computador, via porta série.

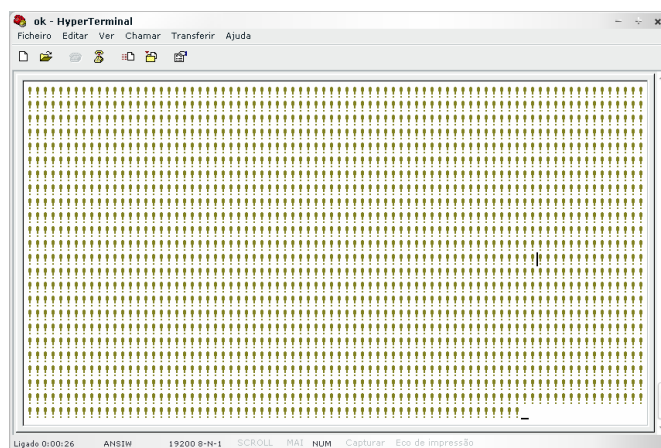


Figura 31 - HyperTerminal

Os testes seguintes destinaram-se a avaliar o correcto envio de valores lidos na ADC do microcontrolador, utilizando apenas os 8 bits mais significativos (de um total de 10). Este teste revelou-se algo complicado, porque teve de se efectuar algum *debugging* até que se conseguisse colocar a ADC a funcionar correctamente. Contudo, alcançou-se este objectivo, e conseguiram enviar-se os resultados da conversão analógico-digital via porta série para o PC.

Depois de se ter adaptado o programa do PIC a lidar com o módulo Bluetooth, ou seja, a activar o pino de *RESET*, correspondente à saída RB6 do PIC, alterou-se também o programa de modo a enviar apenas pontos de exclamação, para efeitos de teste. Descarregou-se esta nova versão do programa para o microcontrolador, e encaixou-se o PromiESD. Seguidamente ligou-se a alimentação e efectuou-se uma pesquisa de dispositivos *Bluetooth* no *software* de gestão destes dispositivos disponibilizado com o computador portátil utilizado, e que possui um módulo *Bluetooth* integrado. Esta pesquisa foi rápida e o dispositivo foi prontamente detectado e identificado como tendo capacidades de comunicação série, conforme a figura 32 atesta pela diferença de cor do símbolo correspondente, e o texto escrito na parte inferior da janela (“Serviço de porta série Bluetooth”).

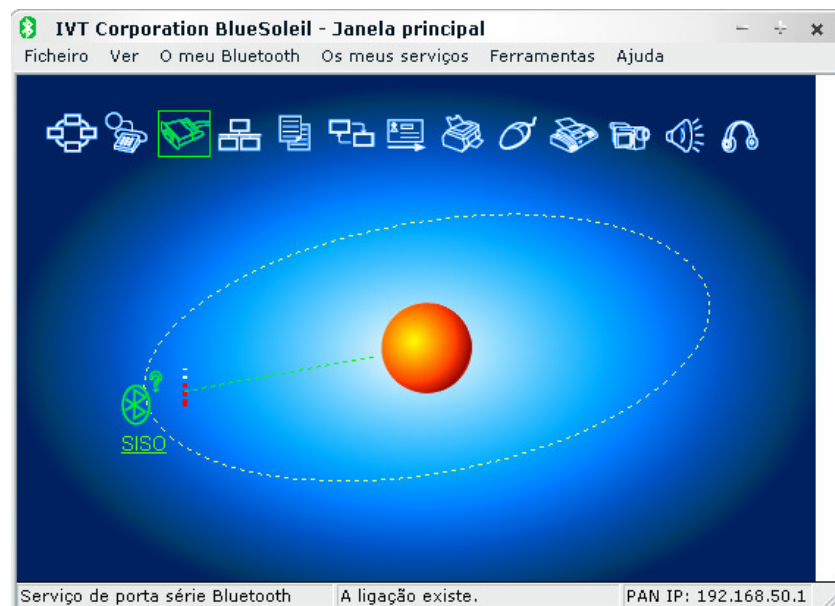


Figura 32 - Detecção do PromiESD no PC

Para se poderem visualizar os dados de teste, recorreu-se mais uma vez ao HyperTerminal, onde se configurou uma ligação compatível com o módulo *Bluetooth* (Porta COM24, 9600bps, 8 bits de dados, nenhum controlo de fluxo, 1 bit de paragem). Assim que se efectuou a ligação, começaram logo a receber-se os pontos de exclamação, pelo que se depreendeu que o módulo *Bluetooth* se encontrava a funcionar correctamente.

teclado para efeitos de teste, e com diferentes propriedades dos materiais constituintes do braço virtual, que fornecem uma maior riqueza visual. A janela de representação 3D é visível na figura 35.

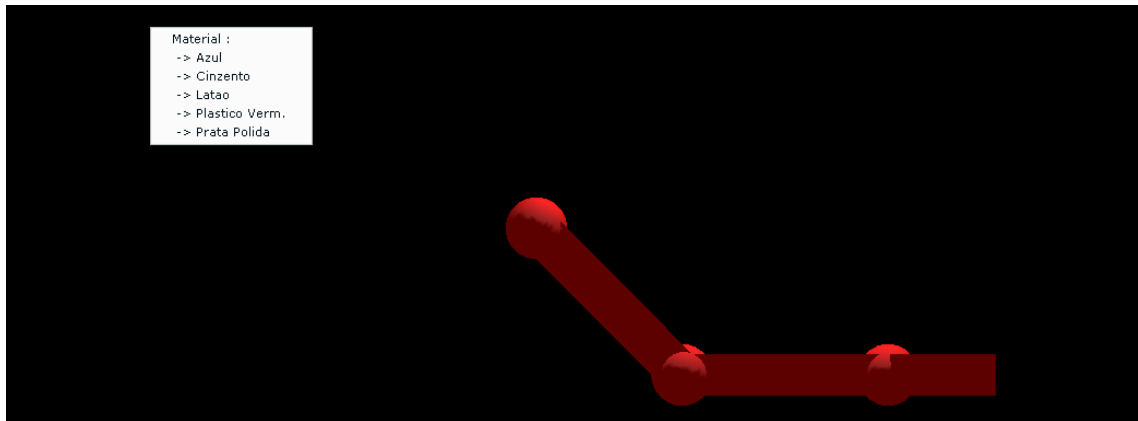


Figura 35 - Visualização 3D

É ainda disponibilizada, na consola, informação adicional, relativamente às instruções de utilização do software, tal como se pode ver na figura 36.

```

c:\documents and settings\joão\ambiente de trabalho\graphics2\graph2\debug\grap...
#####
####                               ####
####  Sensor Optico Wearable - Modulo de Uisualizacao  ####
####                               ####
#####

Sair: Botao direito do rato ou tecla ESC
Mudar materiais: Botao esquerdo do rato

Pode usar as teclas de cursor para mexer o foco num plano paralelo a XOY
E as teclas '+' e '-' para alterar a sua coordenada Z

Para mexer a junta do ombro do Braco robotico use as teclas 'Q','q','A','a'
Para mexer a junta do cotovelo do Braco robotico use as teclas 'W','w'
Para mexer a junta do punho do Braco robotico use as teclas 'E','e','D','d','C'
,c'

```

Figura 36 - Janela da Consola para efeitos de teste

Apesar de se terem adoptado funções de configuração e leitura da porta série, a segunda função apresentou um qualquer erro que não se conseguiu solucionar em tempo útil, e que acabou por comprometer uma das principais funcionalidades do programa: a variação do ângulo da articulação do modelo 3D em função dos dados recebidos pela porta série (correspondente ao módulo *Bluetooth*).

Levando em linha de conta os conceitos de usabilidade enunciados, nomeadamente as heurísticas de Nielsen, e após uma inspeção rápida, constata-se que o interface de utilizador dá ajuda, pois ao iniciar a consola é fornecido o conjunto de instruções de utilização, o design é claramente minimalista, o reconhecimento é favorecido ao invés da memorização e o sistema tem correspondência no mundo real.

Algumas das heurísticas não são aplicáveis, já que o sistema é muito simples. Estas são: consistência e adesão a normas, ajudar a reconhecer erros, liberdade de controlo pelo utilizador e flexibilidade e eficiência.

Verifica-se ainda que outras heurísticas estão parcialmente implementadas, tais como o estado do sistema, já que o hyperterminal mostra quando a ligação ao sensor está activa, mas o interface 3D não (bem como quando esta ligação é quebrada). Já a prevenção de erros não está evidentemente implementada, pelo menos no interface 3D, apesar de a simplicidade do sistema não ser muito propensa a erros (o utilizador apenas vê o braço a mexer e nada mais).

Conclusões:

Recorda-se que com esta dissertação se pretendia desenvolver um sensor óptico utilizável para a medição da flexão de um membro humano, mais concretamente, o cotovelo. Pretendia-se ainda que este sensor fosse passível de ser usado pelo indivíduo, com o mínimo de desconforto possível (conceito de *wearable*), e que os resultados das medições fossem visíveis numa interface gráfica, sob uma perspectiva a 3 dimensões. Seguem-se então as conclusões a que se chegou no corolário do desenvolvimento do dito sensor.

Sabe-se que fibras ópticas são usadas para medir flexões inclusive em sistemas comerciais, pelo que seria espectável o sucesso na medição de atenuação na fibra que foi disponibilizada. Tal não aconteceu, possivelmente devido ao elevado diâmetro da fibra, que terá impedido o raio de curvatura assumir proporções tais que o ângulo de incidência do raio não fosse superior ao ângulo crítico, continuando a haver reflexão total interna. O facto de não se ter podido aceder a nenhuma documentação com especificações técnicas da fibra foi também um revés, pois poder-se-ia talvez saber mais sobre a fibra, nomeadamente investigar outros comprimentos de onda a que a fibra pudesse ser mais sensível. Se se tivesse tido oportunidade de dispor de uma fibra mais fina ou com outras características, talvez se conseguissem resultados mais animadores, mas como tal não foi possível, houve que seguir caminho e procurar uma solução funcional adequada ao propósito pretendido. Depois de consultada mais alguma documentação, foi possível discernir que poderá ser utilizada uma fibra óptica, desde que as suas propriedades físicas sejam alteradas, por exemplo, efectuando pequenos e precisos golpes transversais, especialmente na zona onde a fibra sofra a maior dobragem.

Adoptou-se no entanto outra solução, que, tal como se viu, passou por utilizar um tubo branco onde se confinou a luz infra-vermelha. O sucesso atingido com esta solução na implementação aplicada ao suporte de madeira levou a que fosse aplicado também num braço real, através de uma manga elástica à qual se prendeu o sensor. Esta solução revelou não ser desconfortável para o utilizador, pelo que se pode concluir que se conseguiu desenvolver um sensor *wearable*. Como contrapartidas, constatou-se que o sinal de saída do sensor passou a ser muito mais baixo do que quando aplicado no modelo de madeira,

possivelmente por não se conseguir colocar o sensor de modo a que ficasse totalmente estendido, havendo sempre algumas torções e flexões, mesmo para o braço totalmente esticado, próprias da morfologia algo irregular do braço-cotovelo-antebraço. Revelou-se também bastante difícil encontrar uma localização adequada onde colocar o sensor, e verificou-se que a resposta deste sensor é bastante sensível à esta localização (baixa precisão). Verificou-se ainda que para certas posições, a resposta do sensor seria bastante inadequada (sem monotonia). Estas são grandes contrariedades para a facilidade de utilização do sensor, que terá de ser colocado por alguém com conhecimentos sobre o mesmo, incluindo um processo de calibração antes de se efectuarem as medidas do ângulo de flexão. Esta calibração passará por medir a resposta do sensor desde um ângulo de 0° até à flexão máxima, com o sensor já colocado no paciente, de forma a se poder conhecer a resposta do sensor nas condições de utilização.

Escolheu-se tirar medidas ao nível do cotovelo pois esta articulação é a que tem as características mais particulares e difíceis para a colocação do sensor: o elevado ângulo de flexão e a dificuldade em colocar nele um sensor, quando comparado com o pulso e a mão, onde os ângulos de flexão são menores, e onde o sensor poderá ser aplicado com maior facilidade (numa luva, por exemplo), eliminando a necessidade de uma calibração. Esta dificuldade de colocação interfere directamente com a repetibilidade de resultados, pelo que a própria precisão do sensor é afectada, sendo directamente dependente da colocação do sensor no braço, e pode variar de indivíduo para indivíduo dadas as diferentes características morfológicas de cada um. Durante a elaboração desta dissertação surgiu ainda outra ideia para tentar fixar melhor o sensor e minorar os efeitos do difícil acoplamento do sensor à articulação. Esta possível solução passaria por adoptar uma tira de metal articulado e prender nela o sensor, de maneira a que o sensor esteja sempre na mesma posição, e tenha apenas um grau de liberdade de movimentos, coincidente com a flexão do cotovelo, tentando minorar os efeitos da torsão, atendendo sempre ao conforto de utilização.

Saliente-se que o sensor, apesar da sua reduzida *performance* e dificuldade de aplicação para a monitorização de dados associados a casos clínicos, terá por ventura uma aplicação interessante na área das interfaces humano-computador, ou reconhecimento de gestos ou detecção de movimento. Outro tipo de configurações, especialmente no que toca ao diâmetro e comprimento do tubo, tal como outros comprimentos de onda da luz poderão

ser experimentados, de modo a averiguar se possuirão melhores características do que o sensor desenvolvido.

Passando à parte da placa de controlo, depois de implementada e testada, pôde constatar-se que a sua dimensão reduzida é adequada ao propósito de ser integrada num dispositivo *wearable*. Pode ser, por exemplo, presa à manga elástica sem grande dificuldade ou estorvo para o utilizador, atingindo juntamente com o sensor e baterias um peso abaixo das 100g, passando quase despercebida no que toca ao peso e volume. Existe um pormenor em relação à placa: só possui uma entrada de dados, pelo que se poderá apenas implementar a leitura de uma das articulações. Para se poderem ler vários sensores, apenas é necessário adicionar mais alguns conectores a uma nova versão da placa, e ligá-los às restantes entradas dos conversores analógico-digitais do microcontrolador.

Quanto à pequena placa de comunicações, encontraram-se bastantes problemas na sua elaboração, pois a inexperiência do executante levou a que cometessem alguns erros, que levaram a alguma desmotivação e fizeram perder tempo precioso que poderia ter sido aplicado no desenvolvimento de outras partes do projecto, como se constatou pelo facto de não se ter tido tempo para resolver outros problemas que também surgiram em fases mais adiantadas.

O módulo *Bluetooth* revelou realmente ser uma mais-valia para alcançar o propósito de desenvolver um dispositivo verdadeiramente *wearable*, quer pelas reduzidas dimensões, quer pela mobilidade conferida (por deixar de haver fios de alimentação ou comunicação). Outra vantagem de se recorrer a uma comunicação deste tipo advém de ser uma tecnologia bastante conhecida e difundida, havendo bastantes dispositivos que o utilizam, aumentando também o leque de possibilidades de aplicação. Poder-se-á, por exemplo, comunicar com outros dispositivos, como telemóveis e PDA's ou mesmo outros sensores e enviar-lhes a informação recolhida no sensor, havendo a hipótese de se ter um sistema de medida bastante mais portátil, ou com processamento de dados distribuído.

O facto de se utilizar uma interface com uma representação 3D do braço também tem as suas vantagens: há uma melhor experiência de utilização, por ser mais satisfatório ver um objecto animado do que um simples número. Um ponto bastante negativo foi mesmo não ter sido possível ler a porta série, por ser uma funcionalidade difícil de implementar recorrendo à simples linguagem C, e especialmente em Windows. Recorde-se que esta

linguagem de programação foi escolhida essencialmente devido à facilidade com que se escreve o código, e também por ser compatível com o OpenGL. Pelo que se investigou, a leitura da porta série no Windows poderia ser facilitada se se utilizasse C++ ou Visual Basic. O problema constou exactamente nos milhares de linhas de código presentes em C que teriam de ser convertidos para C++. Outra abordagem poderia passar por desenvolver esta aplicação em Linux, onde se poderia ler a porta série de um modo mais fácil, recorrendo à linguagem C. O problema encontrado foi a incerteza na disponibilidade de *device drivers* para o *Bluetooth*. A solução que se tentou adoptar terá então sido a mais adequada, visto que se conseguiu configurar correctamente a porta série. O problema prendeu-se mesmo com a função de leitura, que aparenta ter um qualquer *bug* que não se conseguiu resolver em tempo útil.

A avaliação da usabilidade revelou que o sistema é satisfatoriamente usável, apesar de existirem algumas lacunas que poderiam ser melhoradas, mas dada a simplicidade do sistema não constituem um problema grave, nomeadamente a visibilidade do estado do sistema e a prevenção de erros. Como as avaliações das heurísticas são apenas um método simples e informal de aferição da usabilidade, seria também interessante efectuar um estudo um pouco mais complexo, preferencialmente levando em consideração a opinião de potenciais utilizadores do sistema.

Em jeito de resumo, reforça-se a ideia de que o sensor pode efectivamente desempenhar o seu papel, embora com as limitações já explicadas, especialmente as relacionadas com a necessidade de calibração, que afectam fortemente a precisão, já que para foi bastante difícil repetir resultados nas várias medições efectuadas, pelo que para o uso em causa, e pelo menos com o método de acoplamento a braço utilizado, o emprego deste sensor não terá grande sucesso. Mas isto não faz do sensor desenvolvido um dispositivo totalmente inútil: na impossibilidade de se encontrar um método de acoplamento eficaz (e que não comprometa o conceito *wearable*) existe um conjunto de utilizações possíveis e interessantes, tais como a detecção de movimento e aplicação em interfaces de utilizador, nomeadamente as de imersão em ambientes virtuais, em alternativa mais económica aos dispositivos já existentes a nível comercial. A comunicação sem fios e a utilização de um microcontrolador também provaram ser boas soluções, por terem permitido desenvolver um dispositivo bastante *wearable* de forma pouco dispendiosa. O

interface de visualização 3D mostrou igualmente ser uma boa escolha, ainda que não se tenha conseguido efectuar a leitura dos valores da porta série, devido a constrangimentos e peculiaridades da linguagem de programação adoptada (“C”) e ao sistema operativo escolhido (*Windows*). Depois de alguma análise às dificuldades encontradas, constatou-se que se a implementação da interface em OpenGL fosse efectuada em Linux, o acesso à porta série do sistema seria bem mais simples.

Referências:

- [1] – A. Helal; Any Time, Anywhere Computing: Mobile Computing Concepts and Technology; Springer; 1999
- [2] – J. Winters, Jewgeni H. Dshalalow ; Medical Instrumentation: Accessibility and Usability Considerations; CRC Press; 2006
- [3] – S. Marzano; The New Everyday: views on ambient intelligence; 010 Publishers; 2003
- [4] – J. Bardram, A. Mihailidis, D. Wan; Pervasive Computing in Healthcare, CRC Press; 2006
- [5] – J. Cunha; *Press Release* do Vital Jacket na Modtissimo; UA/IEETA; 2006
- [6] – J.Farden; Handbook of modern sensors, Springer 2004
- [7] - H.M. Schmidt, U. Lanz, G. Kohnle; Surgical Anatomy of the Hand; Thieme; Stuttgart; 2004
- [8] - O. Grau; virtual art: From Illusion to Immersion; MIT Press; 2004
- [9] – E. D. Reilly; Concise Encyclopedia of Computer Science; John Wiley and Sons; 2004
- [10] – G. Burdea, P. Coiffet; Virtual reality technology; Wiley-IEEE; 2003
- [11] – W. R. Sherman, A. B. Craig; Understanding Virtual Reality: Interface, Application, and Design; Morgan Kaufmann; 2003

- [12] – R. S. Kalawsky; The Science of Virtual Reality and Virtual Environments: A Technical, Scientific and Engineering Reference on Virtual Environments; Addison-Wesley; 1993
- [13] – J. D. Gradecki; The Virtual Reality Construction Kit; John Wiley & Sons; 1994
- [14] – G.F Harris, B.A. Hingtgen, J.R. McGuire., M. Wang; Quantification of reaching during stroke rehabilitation using unique upper extremity kinematic model; Dept. of Biomedical Eng., Marquette Univ., Milwaukee, WI, USA; 2004
- [15] – R.M Enoka; Neuromechanics of Human Movement; Human Kinetics Publishers, 2001
- [16] – K. L. Moore, A. F. Dalley; Anatomia orientada para a clínica – 5ª edição; – Guanabara Koogan; Rio de Janeiro; 2007
- [17] – H. Gray, T. P. Pick, R. Howden; Anatomy, Descriptive and Surgical; Bounty Books; 1977
- [18] – H. Murata; Handbook of Optical Fibers and Cables; CRC Press; 1996
- [19] – K. Iizuka; Elements of Photonics; Wiley-IEEE; 2002
- [20] – K. Grattan, B. Meggitt; Optical Fiber Sensor Technology: Fundamentals; Springer; 2000
- [21] – U.S. Department of Energy, <http://www.newton.dep.anl.gov/askasci/phy05/phy05130.htm>
visitado em Junho de 2007
- [22] – F. Steel; J. Tomlinson; "The carrying angle in man."; Journal of Anatomy 92; 1958

[23] – C. Stephanidis, D. Harris, J. Jacko; Human-computer Interaction: Theory and Practice: "Wireless Input Devices and Their Communication Modules for Wearable Computers"; Lawrence Erlbaum Associates; 2003

[24] – D. Shreiner, M. Woo, J. Neider, Tom Davis; OpenGL® Programming Guide: The Official Guide to Learning OpenGL®, Version 2; Addison-Wesley; 1997

[25] – R. J. Rost, J. M. Kessenich, B. Lichtenbelt; OpenGL Shading Language: Shading Language; Addison-Wesley; 2006

[26] – Dix, A., J. Finley, G. Abowd, B. Russell; Human Computer Interaction, 2nd. ed.; Prentice Hall; 1998

[27] – J. Nielsen, R. L. Mack; Usability Inspection Methods; John Wiley & Sons; 1994

[28] – CARESS; <http://www.bris.ac.uk/caress/>; visitado em Maio de 2008

[29] – Commonwealth Scientific and Industrial Research Organization; <http://www.csiro.au/>; visitado em Maio de 2008

Outros documentos consultados:

Datasheets diversos, a saber:

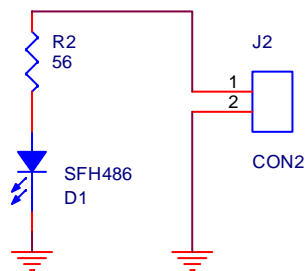
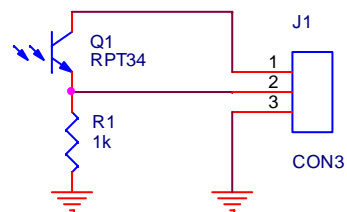
PIC18F4520, Si4425BDY, SFH486, SFH213, RPT34, SIR34, OPA2353, TLV5623, TPS76833, MAX232, PromiESD.

Manuais:

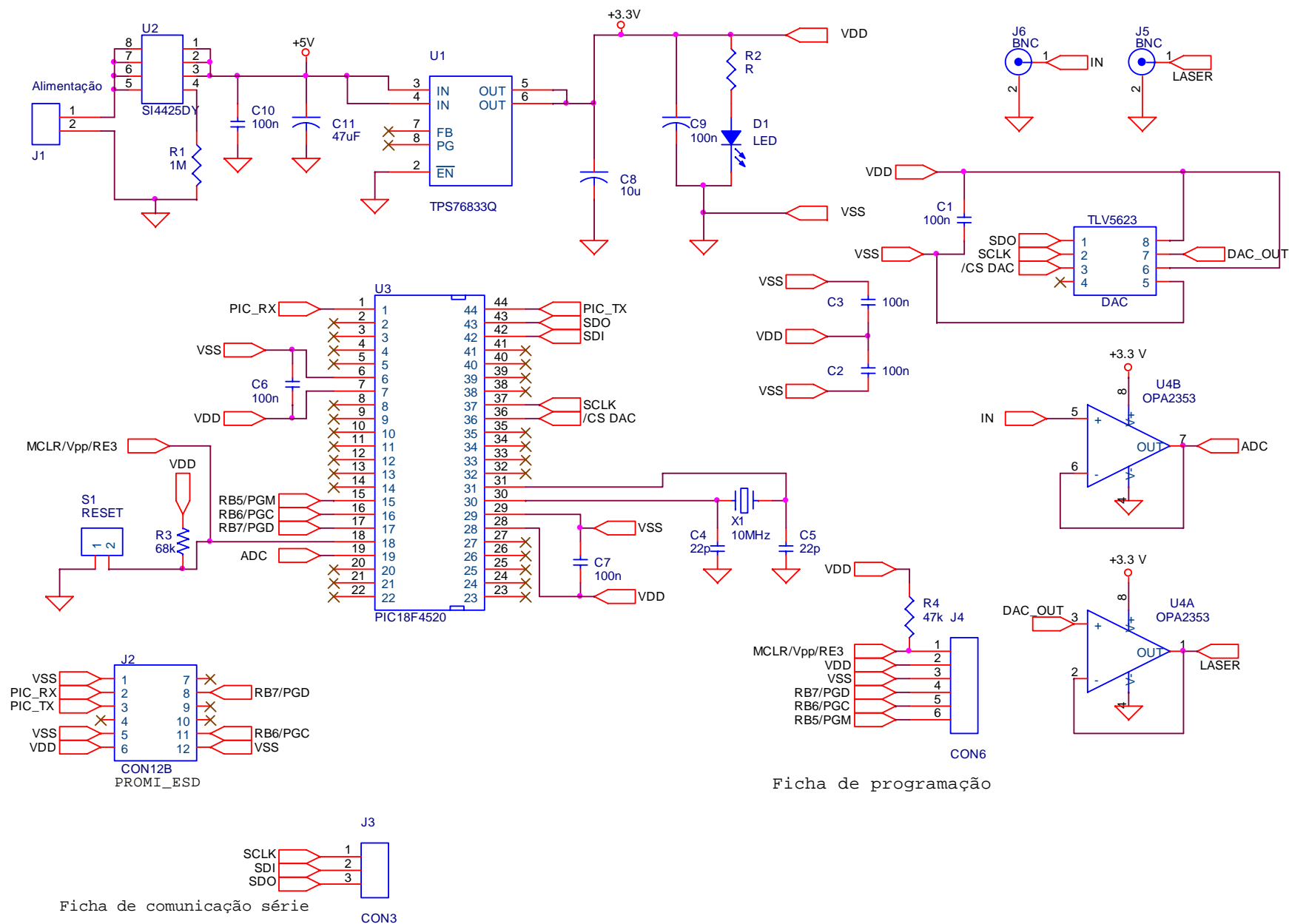
MPLAB C18, ORCAD 10.5, MPLAB IDE, SourceBoost, BoostC

Anexos:

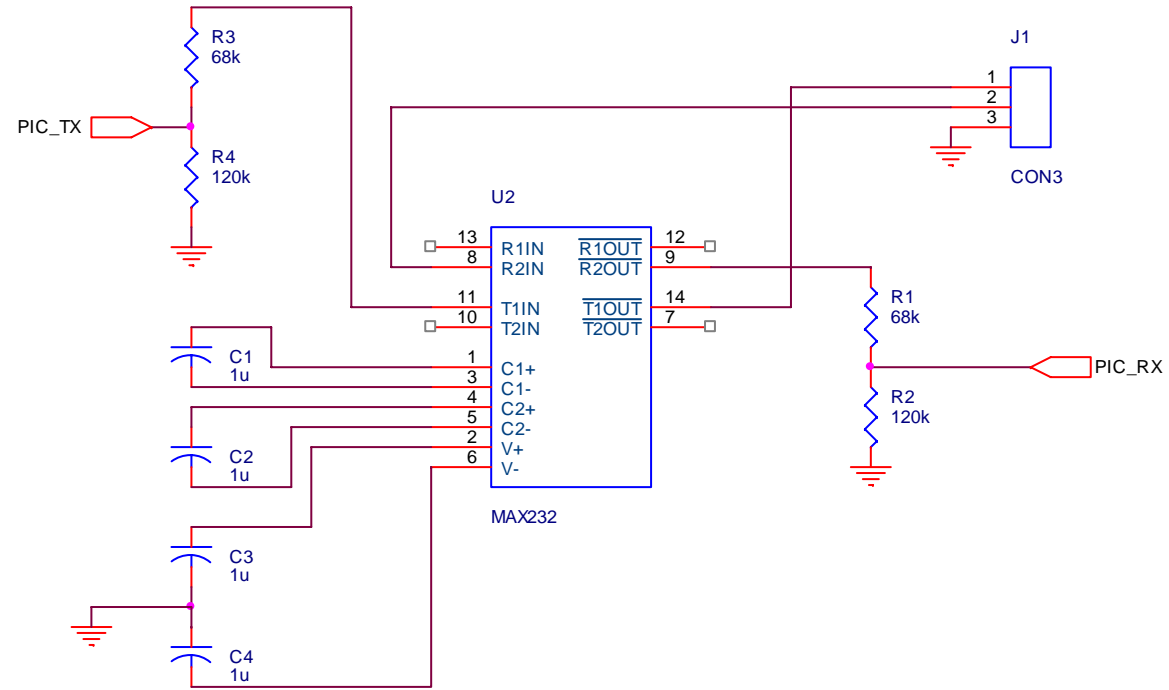
Componentes do Sensor Óptico



Placa de Controlo



Cabo Série



```

/*****
/* SOFTWARE DE COMUNICAÇÃO PIC-PC via Bluetooth */
*****/

/* Joao Decoroso */

#include <p18f4520.h>
#include <delays.h>

//Configuração da USART
void conf_usart(void)
{
    SPBRG = 255; //Define o BaudRate para 9600bps (Cristal de 10MHz x 4 PLL = 40MHz), para
comunicar com o bluetooth
    TRISC = 0xFF; // Porto C é saída
    TXSTA = 0x26;
    RCSTA = 0x90;
}

//Configuração da ADC
void INIT_ADC(void)
{
    TRISA= 0x01; // RA0 input.
    ADCON1= ADCON1 && 0x0E;
    ADCON0= ADCON0 && 0x03; //Selecciona o canal AN0
    ADCON2= ADCON2 && 0x0A; /* Configura porto A.
// Apenas entrada 0 analógica;
// Resultado: leftjustified;
// Vdd e Vss são as tensões de
// referência.*/
}

//Funcao que le a ADC
unsigned int READ_ADC()
{
    unsigned int x;
    //adcon0= 0x01; // Seleciona entrada 0; Tempo de
// conversão= mínimo!

    ADCON0 = 0x01; //ADON= 1; // ADC fica activa.

    PIR1=PIR1 && 0xBF; //Desliga interrupt da ADC
    PIE1=PIE1 && 0xBF; //Desliga interrupt da ADC

    Delay10KTCYx(100);
    //delay_ms(10); //espera 10ms definido em boostc.h
    // A espera é requerida para
    // carregar completamente Chold e
    // depende da impedância da fonte
    // de sinal.

    ADCON0= 0x3; //GO= 1; // Começa a conversão propriamente dita

    while((ADCON0&&0x02)!= 0x02);
    {
        Delay1TCY();
    } // Espera pelo fim de conversão.
    ADCON0=ADCON0 && 0xFE; // Desliga a ADC

    x=(ADRESH); // (ADRESH <<8) + ADRESL1; // Formata o resultado.
    PIR1=PIR1 && 0xBF; // Clear interrupt flag.
    return x;
}

void main(void)
{
    unsigned int val;

    //Configuracao do Porto B
    TRISB = 0x40; //RB7 input, RB6 output;
    INTCON2=INTCON2 && 0x75; //pullup do portB

    putch(0x31); //Envio de um byte de controlo

```

```
conf_usart();
INIT_ADC();

putch(0x32);    //Envio de um byte de controlo

PORTB=PORTB && 0x40;    //faz o reset ao BT

putch(0x33);    //Envio de um byte de controlo

Delay10KTCYx(100);    //Atraso necessario ao BT

putch(0x34);    //Envio de um byte de controlo


PORTB=PORTB || 0x40;    //RB6=1, liga BT

putch(0x35);    //Envio de um byte de controlo


while((PORTB&&0x80)!=1)
{
    Delay1TCY();
}
while(1)
{

    val = READ_ADC();

    putch((unsigned char)(val));
    Delay10KTCYx(50);

}

return;
}
```



```

/*****
/* SOFTWARE DE COMUNICAÇÃO PIC-PC via Bluetooth */
*****/

/* Joao Decoroso */

#include <p18f4520.h>
#include <delays.h>

//Configuração da USART
void conf_usart(void)
{
    SPBRG = 255; //Define o BaudRate para 9600bps (Cristal de 10MHz x 4 PLL = 40MHz), para
comunicar com o bluetooth
    TRISC = 0xFF; // Porto C é saída
    TXSTA = 0x26;
    RCSTA = 0x90;
}

//Configuração da ADC
void INIT_ADC(void)
{
    TRISA= 0x01; // RA0 input.
    ADCON1= ADCON1 && 0x0E;
    ADCON0= ADCON0 && 0x03; //Selecciona o canal AN0
    ADCON2= ADCON2 && 0x0A; /* Configura porto A.
// Apenas entrada 0 analógica;
// Resultado: leftjustified;
// Vdd e Vss são as tensões de
// referência.*/
}

//Funcao que le a ADC
unsigned int READ_ADC()
{
    unsigned int x;
    //adcon0= 0x01; // Seleciona entrada 0; Tempo de
// conversão= mínimo!

    ADCON0 = 0x01; //ADON= 1; // ADC fica activa.

    PIR1=PIR1 && 0xBF; //Desliga interrupt da ADC
    PIE1=PIE1 && 0xBF; //Desliga interrupt da ADC

    Delay10KTCYx(100);
    //delay_ms(10); //espera 10ms definido em boostc.h
    // A espera é requerida para
    // carregar completamente Chold e
    // depende da impedância da fonte
    // de sinal.

    ADCON0= 0x3; //GO= 1; // Começa a conversão propriamente dita

    while((ADCON0&&0x02)!= 0x02);
    {
        Delay1TCY();
    } // Espera pelo fim de conversão.
    ADCON0=ADCON0 && 0xFE; // Desliga a ADC

    x=(ADRESH); // (ADRESH <<8) + ADRESL1; // Formata o resultado.
    PIR1=PIR1 && 0xBF; // Clear interrupt flag.
    return x;
}

void main(void)
{
    unsigned int val;

    //Configuracao do Porto B
    TRISB = 0x40; //RB7 input, RB6 output;
    INTCON2=INTCON2 && 0x75; //pullup do portB

    putch(0x31); //Envio de um byte de controlo

```

```
conf_usart();
INIT_ADC();

putch(0x32);    //Envio de um byte de controlo

PORTB=PORTB && 0x40;    //faz o reset ao BT

putch(0x33);    //Envio de um byte de controlo

Delay10KTCYx(100);    //Atraso necessario ao BT

putch(0x34);    //Envio de um byte de controlo


PORTB=PORTB || 0x40;    //RB6=1, liga BT

putch(0x35);    //Envio de um byte de controlo


while((PORTB&&0x80)!=1)
{
    Delay1TCY();
}
while(1)
{

    val = READ_ADC();

    putch((unsigned char)(val));
    Delay10KTCYx(50);

}

return;
}
```

Wearable optical bend sensor

João H. Decoroso, António L. Teixeira, Beatriz S. Santos, Denis Santos, Rudolfo Andrade, Rogério Nogueira

Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática, Universidade de Aveiro
a25535@alunos.det.ua.pt, teixeira@ua.pt, bss@ieeta.pt, denis.santos@ieeta.pt,
a21745@alunos.det.ua.pt, rnogueira@av.it.pt

June 13, 2007

Abstract:

In this work the development of an infra-red based optical sensor that measures the bending of a human joint – the elbow – is presented. This sensor is to be used to help monitoring people in rehabilitation, and who lost some mobility in the referred joint. It is demonstrated that this sensor can actually be used for the intended purpose, although it has some limitations.

Introduction:

Some optical devices such as optical fibers and infra-red light are widely used in communications, from TV remote controls to the ultra-fast state-of-the art telecommunication networks. Almost at the same time, these devices started to be used in the sensing industry, but in a smaller scale, so the investigation in this area has not been as active as the telecommunication optics, despite the potentialities [1].

People in rehabilitation should be monitored to verify the progresses made with the rehabilitation methods, and to do that is necessary to measure some kind of parameter related with the rehabilitation. In the present case the parameter to measure is the elbow bending [2], [3].

Optical Principles:

All of this work is based on a simple fact: the attenuation suffered by an infrared light-wave when the guide where it is propagated is in somehow bended. Assuming a small white

tube (whose walls reflect some, but not all infrared light [4]), it can be stated that attenuation happens because the light beam (or wave) cannot make a direct travel from one end to another, and must be reflected some times by the tube's walls, as shown below.

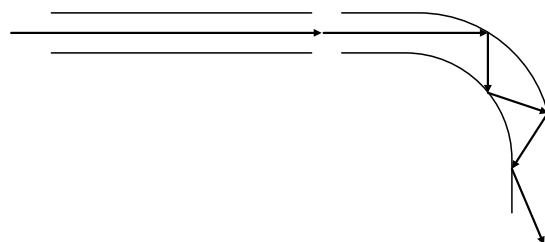


Figure 1 – Infrared Light propagation

Due to the fact that white plastic is not a perfect reflector of the infrared light, in each reflection, the wave loses energy. It can also be said that the more we bend the tube, the bigger the number of reflections before the wave reaches the end of the tube, thus higher would be the attenuation.

Sensor implementation:

It was decided to use a white tube, with 7mm diameter. This diameter lets the bend to be tighter (before the tube closes blocking all the light) that the maximum bending allowed when using smaller diameter tubes.

Because the sensor is intended to be attached to the elbow joint, it must have a length that allows its attachment to the referred joint. The chosen length is 9cm, a value that causes not too much attenuation, and suits most of the people's elbows. If bigger, the attenuation would be too high even for small bends. If smaller, it could not be fitted in some elbows. This length was achieved by trying several lengths. It is not a critical value, and the tube can be around 1 cm shorter or longer without problems.

But the tube alone cannot sense anything. It is necessary to insert infrared light in one of the ends of the tube, and measure the light that reaches the other end. To do that an SFH486 infrared LED and a RPT34 phototransistor [5] were used. Each of them located at one extremity of the tube as in the schematics below:

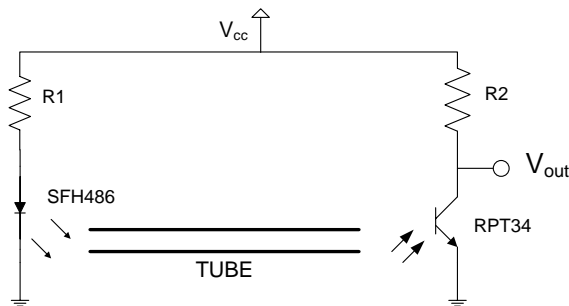


Figure 2 – LED + Phototransistor

The LED emits infrared light into the tube, and at the other end of the tube a phototransistor receives the light. Depending on the amount of light that reaches the phototransistor, V_{out} assumes a higher or lower value. The value of each one of the resistors depends on the chosen value to feed the circuit (V_{cc}).

Because this is a device intended to be wearable, it should be designed in a way that allows it to be somehow comfortable [6], it is

chosen to use small batteries, so V_{cc} is set to 3.3V (this is a value also suitable to feed some sort of device used to make this signal analysis).

Like said before, this should be a wearable device. Regarding that, it must be a way to “attach” this sensor to someone's elbow joint. To do it, the best way founded to be to sew the sensor to an elbow pad like the ones used to help people recovering from injuries. A picture of the sensor applied to this elbow pad is shown in figure 3.



Figure 3 – Elbow Flexion Sensor

This configuration has an evident handicap: the sensor could be not always positioned in the same place; consequently it is not certain that the same readings could be obtained for the same angle, the same person, but in different occasions (i.e. it can't be granted that the measuring conditions are repeatable).

An important issue to retain is the fact that no one can bend his elbow in such a way that the angle between the forearm and the upper arm is null. If it happened, the sensor could not be used, because it would be totally bended and no light would reach the phototransistor.

To overcome this issue, the sensor must be located in such a way that it never totally bends even with the arm fully bended. It is also necessary to make some sort of calibration before any values can be obtained, due to the fact that the sensor position changes each time the sensor is applied. This calibration can be made by measuring the output of the sensor when the arm is fully extended (the tube should be in his “straightest” position) and measuring the output for 2 or 3 points while bending the elbow junction, to its full bending. With these

values it can be settled a comparison point and adjust the readings to the correct angle.

Results:

After running some tests, the following results were achieved:

As expected, the bending of the elbow junction makes the tube to bend too, and with this bending the output voltage (V_{out}) also changes. It starts with a high value for no bending, and decreases as the elbow increases flexion.

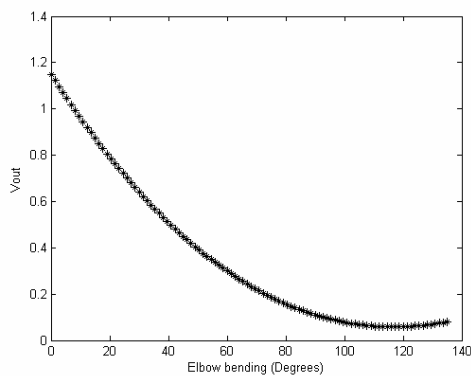


Figure 4 – Bend Sensor response

This kind of response only happens when the sensor is located in the outer part of the elbow, otherwise, V_{out} rises from 0 to 15~20° and then decreases like in figure 4. Also as expected, the position of the sensor in the arm is critical, because it cannot be placed twice leading to the same results, so the calibration process is always needed before measuring elbow angles.

Not expected was the fact that the voltage at the output decreases with time, even when the tube is not bended. This small problem was solved by switching the LED on only when wanted to measure the angle. The rest of the time the LED would be switched off. In the future, this would be made automatically by a microcontroller.

Special care was taken to not allow any exterior light to enter the tube, so that the sensor would be a bit less sensitive to ambient light.

Conclusions:

The results are evident: this sensor could be used to the purpose of measuring a joint bending angle (the elbow), as the variation in the bending angle corresponds to a variation in the sensor output, just like a standard resistor-based bend sensor [7].

Facing these positive results, it can be expected that this sensor (or similar) can be applied to other joints as the wrist and the fingers (work already in progress), which can also be helpful to evaluate rehabilitation progresses [1]. At these joints, the bending is smaller than the one in the elbow, and in the fingers, the sensors can be applied always at the same place (in a glove, for example), eliminating the need of calibration.

The biggest problem is the need of a calibration each time the sensor is applied, and the need to guarantee that the sensor does not move from its position and is located in a manner that the sensor always has the same kind of response (V_{out} falls with bending), otherwise the degree cannot be easily measured. This could be a really severe problem while using this sensor in the persons who motivated the development of the sensor: those who have limited mobility in their arms. Because the sensor was still not used in its target population, the magnitude of this problem is not known.

To help minimizing these problems and to provide an interface so that the sensor can be easier to operate, a small independent device is being developed to actuate and read the sensor, and send data to a PC, where an interface can better display the results. This device is intended to be incorporated in the elbow pad and to have wireless communications. In a word, it should be wearable.

Despite the problems and limitations, the results are quite encouraging. Even if the use of this sensor is not possible to help monitoring rehabilitation results, there are several areas where it can be used, such as human-machine interfaces, motion or gestures recognition, etc.

References:

[1] – Jackson, R.G.; Novel Sensors and Sensing; CRC Press 2004

[2] – Harris, G.F.; Hingtgen, B.A.; McGuire, J.R.; Wang, M.; Quantification of reaching during stroke rehabilitation using unique upper extremity kinematic model; Dept. of Biomedical Eng., Marquette Univ., Milwaukee, WI, USA; 2004

[3] – Enoka, R.M; Neuromechanics of Human Movement; Human Kinetics Publishers, 2001

[4] – U.S. Department of Energy,
<http://www.newton.dep.anl.gov/askasci/phy05/phy05130.htm>
visited in June 2007

[5] – Farden, J.; Handbook of modern sensors, Springer 2004

[6] – Silverman, B.G.; Intelligent Paradigms for Healthcare Enterprises: Systems Thinking, Springer 2005

[7] – Flynn, A.M.; Jones, J.L.; Seiger, B.A.; Mobile Robots, Inspiration to Implementation; A.K. Peters, Ltd 1999

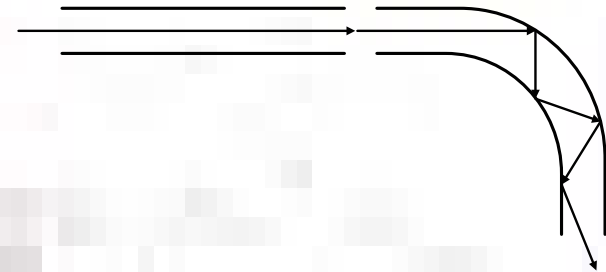
Wearable Optical Bend Sensor



João Decoroso, António Teixeira, Beatriz Santos, Denis Santos,
Rodolfo Andrade, Rogério Nogueira

Objectives:

- Develop an optical-based bend sensor
- Wearable capabilities
- Human joint applicable

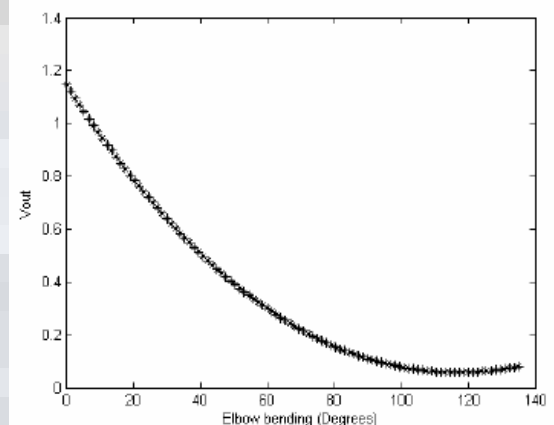


Methods:

- Infra-red light attenuates when propagated in a bended white tube.
- Direct relation between Bending and attenuation
- Infra-red LED + Phototransistor
- Stretchable sleeve

Results:

- Output Voltage drops with bending (3rd degree equation)
- Can be used in a human elbow or wrist



Handicaps:

- Need of calibration before measuring
- Hard to place in the joint
- Only works in a very precise orientation